Aus dem Institut für Rehabilitation und Behindertensport
der Deutschen Sporthochschule Köln
Geschäftsführender Leiter: Univ.-Prof. Dr. Ingo Froböse

Das kinematische und elektromyograhische Gangbild von Bandscheibenpatienten mit segmentalen Stabilitätsstörungen: Quantifizierung von Dysfunktionen und Therapieeffekten

von der Deutschen Sporthochschule Köln
zur Erlangung
des akademischen Grades
Doktor der Sportwissenschaften
genehmigte Dissertation

vorgelegt von
Dagmar Bangert
aus Überlingen
2009

Vorsitzender des

Promotionsausschusses:	**Univ.-Prof. Dr. G.-P. Brüggemann**
1. Gutachter:	**Univ.-Prof. Dr. I. Froböse**
2. Gutachter:	**Prof. Dr. T. Schneider**
Tag der mündlichen Prüfung:	**25.6.2010**

Versicherung:

Ich versichere, dass ich diese Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht.

Vorwort

Bedanken möchte ich mich für die zahlreiche Unterstützung, ohne die ich mir ein Gelingen dieser Arbeit nicht vorstellen kann.

Für die Betreuung der Arbeit, die Geduld und nachhaltige Unterstützung danke ich meinem Betreuer Herrn Univ.-Prof. Dr. Froböse von der DSHS Köln.

Für die wissenschaftliche und inhaltliche Beratung und für die Hilfe bei der praktischen Umsetzung möchte ich mich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. Haupt (Chefarzt der Neurologie der Unikliniken Köln), Herrn Dr. Konrad (EMG-Experte), Herrn Heel (Geschäftsleiter der spiraldynamischen Akademie) und meinem Bruder, Univ.-Prof. Dr. Everaers an der ENS Lyon/ Physik (für die Mithilfe bei der Entwicklung des Deviationsindizes), bedanken.

Ohne die Hilfe und das Engagement des Orthopäden Dr. Georg Schmitt und der Physiotherapeutin, Andrea Soppart wäre die Durchführung der empirischen Studie nicht möglich gewesen. Ihnen ist es zu verdanken, dass für die Studie eine ausreichende Zahl von Patienten gewonnen werden konnte und diese mit erstaunlicher Motivation, Durchhaltevermögen und Zufriedenheit mitgearbeitet haben. Ihnen und natürlichen den teilnehmenden Probanden möchte ich ebenfalls ganz herzlich danken.

Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei den Herren Ben Vieler, Marc Bäcker und Rudi Schiffers, Diplomanden der DSHS Köln, die mich bei den ganganalytischen Messungen tatkräftig unterstützt haben.

Ohne die finanzielle Unterstützung durch ein Graduierten-Stipendium der DSHS Köln wäre die Durchführung nicht möglich gewesen. Auch hierfür möchte ich mich bedanken.

Ebenfalls gebührt mein Dank der Firma Zebris, der Firma Velamed und der Firma Kettler, die mir bei der Ausstattung der Messanlage geholfen haben, sowie der physiotherapeutischen Abteilung des Heilig-Geist-Krankenhauses in Köln, wo ich die Untersuchungen durchführen durfte.

Schließlich gilt mein ganz persönlicher Dank meinem Mann und meinen Eltern. Ohne ihre Liebe, Unterstützung und ihren Glauben an mich, wäre diese Arbeit niemals entstanden. In diesen Dank möchte ich ebenfalls meine beiden Kinder und meine Schwiegereltern einschließen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsberzeichnis

ABD	Abduktion
ADD	Adduktion
AF	Anulus fibrosus
AR	Außenrotation
ASA	aus den drei anatomischen Punkten ASIS rechts und links und S2 gebildete Ebene
ASIS	Spina iliaca anterior superior
BMI	Body Mass Index
BWS	Brustwirbelsäule
CV	Coefficient of variation
DI	Deviationsindex
EG1	Experimentalgruppe 1
EG 2	Experimentalgruppe 2
EMG	Elektromyographie
EXT	Extionsion
EZ	Elastische Zone
Flex	Flexion
HRZ	Hüftrotationszentrum
HWS	Halswirbelsäule
IR	Innenrotation
ISG	Iliosakralgelenk
KRZ	Knierotationszentrum
LBH	Lenden-Becken-Hüfte
LLA	Lig. longtudinale anterius
LLP	Lig. longtudinale posterius
LF	Lig. flavum
LSS	Ligg. supraspinaleia
LIS	Ligg. interspinalia
LWS	Lendenwirbelsäule
M1	Messzeitpunkt 1 vor Therapiebeginn
M2	Messzeitpunkt 2 nach Therapieende
MVC	Maximal voluntary contraction

MW	Mittelwert
PDI	Pain Disability Index
NP	Nucleus Pulposus
NZ	Neutrale Zone
RG	Rückengesunde
ROM	Range of motion
RP	Rückenpatienten
SSS	Segmentales Stabilisierungssystem
WS	Wirbelsäule
VEP	Vertebrale Endplatte
ZNS	Zentrales Nervensystem

1 Einleitung

Das von mir gewählte Dissertationsthema stößt im privaten Umfeld auf viel Interesse: „Ja erzähl doch mal. Ich habe so häufig Rückenschmerzen!“ oder „Kannst du mir nicht einen Tipp gegen meine Rückenschmerzen geben?“ sind typische Reaktionen, wenn ich berichte, dass ich über Ursachen von Rückenschmerzen und Therapieeffekte schreibe. Dieses Interesse ist bei einer Betrachtung statistischer Zahlen kein Wunder. Rückenschmerzen werden in Deutschland häufig als die Volkskrankheit schlechthin bezeichnet. So ist davon auszugehen, dass in Deutschland aktuell 27%– 40 % der Menschen Rückenschmerzen haben. Ungefähr 70 % der Deutschen haben mindestens einmal im Jahr und etwa 80 % klagen mindestens einmal im Leben über Rückenschmerzen. Während bei 90% der Betroffenen die Schmerzen sich nach wenigen Wochen bessern, chronifizieren sich diese bei den Anderen (Wadell 1998; Neuhauser et al. 2005; Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2006; Huber 2008).

Trotz permanenter Verbesserung bildgebender Verfahren zur Diagnostik lassen sich gerade mal für 10% der chronischen Rückenbeschwerden spezifische orthopädische Gründe wie Bandscheibenvorfälle, Verletzungen, Krankheiten, degenerative Veränderungen, Wirbelsäulenfehlbildungen bzw. statische Problematiken an der Wirbelsäule nachweisen. Bei ca. 90% der chronischen Rückenbeschwerden hingegen finden sich keine spezifischen Ursachen (Neuhauser et al. 2005; Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2006). Da zudem keine Korrelation zwischen dem Ausmaß der Beschädigungen der Wirbelsäule und dem Ausmaß der empfundenen Rückenschmerzen nachzuweisen ist, wird der Sinn einer zwangsläufigen Befunderhebung mit Hilfe bildgebender Verfahren für alle Rückenschmerzpatienten angezweifelt (Chou et al. 2009). Es ist jedoch bekannt, dass zahlreiche Faktoren wie z.B. soziale, psychische und emotionale Einflüsse ursächlich für die Schmerzauslösung mit verantwortlich sein können. Unumstritten ist, dass das Risiko für Rückenschmerzen bei einem generell abträglichen Gesundheitsverhalten steigt. Auch zählen berufsbedingte Belastungen als mögliche Schmerzauslöser (Niethard u. Pfeil 1997; Wadell 1998; Neuhauser et al. 2005; Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2006; Huber 2008). Weitere Forschungsberichte weisen darauf hin, dass Rückenschmerzen durch nur schwerlich nachweisbare quantitative, wie qualitative Stabilitätsverluste innerhalb der Wirbelsäulensegmente verursacht werden können. Es wird vermutet, dass Veränderungen in den passiven Strukturen, wie in den neuromuskulären Aktivitäten von segmental stabilisierenden Muskeln, Auslöser für die Problematik sein können. Obwohl bisher

zahlreiche Dysfunktionen bei Rückenpatienten nachgewiesen werden konnten, sind jedoch Untersuchungen der segmental stabilisierenden Muskeln bei Alltagsbelastungen und -bewegungen nur unzureichend. Auch ist bisher nur wenig über mögliche Therapieeffekte zur Behandlung spezifischer Dysfunktionen bekannt.

Mit dem Thema des segmentalen Stabilitätsverlustes und den Möglichkeiten durch therapeutische Interventionen diese zu beeinflussen habe, ich mich im Rahmen meiner sporttherapeutschen Tätigkeit in einem ambulanten Rehazentrum für orthopädische Verletzungen auseinandergesetzt. Organisatorische und räumliche Bedingungen und Ausstattung des Zentrums, die Zusammenarbeit mit den Physiotherapeuten und deren zahlreichen Therapieansätze, mein eigenes theoretisches Hintergrundwissen, welches sich durch das im Studium und bei Fortbildungen wie z.B. Pilates, Girotonic und Spiraldynamik formierte und die gesammelten praktischen sporttherapeutischen Erfahrungen bestimmten meine persönlichen Therapieansätze, die wiederum aber zwischen den einzelnen Patienten entsprechend den individuellen Schwächen, Stärken und Interessen stark divergierten. Vielfältigkeit bei den Therapieansätzen für Rückenschmerzpatienten zeichnet aber auch die zahlreich vorhandene populistische und (semi)wissenschaftliche Literatur zu diesem Thema aus. Es existieren unzählige Therapieangebote auf den verschiedensten Ebenen. Metaanalysen deuten darauf hin, dass vor allem Behandlungen mit aktiven Übungsprogrammen am effektivsten wirken, jedoch kann die Analyse wissenschaftlich evaluierter Behandlungen keinem Therapietyp wirklich den Vorzug geben. Bei der Aufarbeitung der Literatur zu diesem Thema stellte sich vielmehr heraus, was bei der Popularität dieses Themas erstaunlich ist, dass die meisten Therapieempfehlungen in Bezug auf ihre Effekte überhaupt nicht oder nur nach wenigen wissenschaftlichen Kriterien untersucht wurden (Luomajoiki 2002; Taylor et al. 2002; Tulder et al. 2002; European Guidelines for the management of chronic non-specific low back pain 2004; www. cochrane.de). Die ständige Auseinandersetzung mit den eigenen erzielten Therapieeffekten, das kritische Hinterfragen der Auswirkungen zahlreich möglicher anwendbarer Therapieinhalte und dem Wissen um allgemein hohe Rezidivwerte bei Rückenschmerzen führte dazu, dass ich mich selber wissenschaftlich mit dem Thema segmentale Stabilisation und Dysfunktionen auseinander setzen wollte.

Anfang der 90er Jahre des letzten Jahrtausends wurde von Panjabi (1990, 1992a u.b) ein theoretisches Konzept zur segmentalen Stabilisation entwickelt, welches bis heute die weitere Erforschung über Entstehung und Behandlung von Rückenschmerzen grundlegend geprägt

hat. In dem Konzept werden segmentale Stabilität der Wirbelsäule, segmental stabilisierende Elemente und segmentale Dysfunktionen definiert. Die segmentale Stabilität ist nach diesem Konzept sowohl von der auf die Wirbelsäule einwirkenden Belastungen wie von der Integrität des segmentalen Stabilisierungssystems abhängig. Zum segmentalen Stabilisierungssystem gehören zum einen die passiven Elemente der Wirbelsäule wie z.B. die Bandscheiben und die kleinen Wirbelgelenke. Panjabi (1990, 1992a u.b) berücksichtigt aber nicht nur und das ist zu diesem Zeitpunkt neu, das passive Subsystem, sondern schreibt auch den Muskeln und der durch das zentrale Nervensystem gesteuerten Muskelkoordination einen entscheidenen Beitrag zur segmentalen Stabilisierung zu. Dies gilt insbesondere für die lokal an den Wirbelkörpern ansetzenden Muskeln, wie den M. transversus abdominis und den M. multifdus. Panjabi (1990, 1992a u.b) beschreibt in seinem Konzept weiterhin, dass das segmentale Stabilisierungssystem Strategien besitzt, um mögliche kurzfristige Störungen innerhalb dieser stabilisierenden Elemente auszugleichen. Langfristig aber können körpereigene Adaptionsprozesse zu segmentalen Dysfunktionen mit qualitativ und quantitativ veränderten Segmentbewegungen führen, woraus sich schließlich auch komplette Stabilitätsverluste entwickeln können.

Für Dysfunktionen, die durch Beschädigungen der passiven Elemente entstanden sind, haben unzählige Studien mit extrem unterschiedlichen Herangehensweisen segmentale (Über-) beweglichkeiten analysiert und zahlreiche Definitionen für segmentale Instabilitäten, Hypermobilitäten, Überbeweglichkeiten oder Stiffnessverluste entwickelt (u.a. Stokes et al. 1981; Posner et al 1982; Frymoyer a. Selby 1985; Kirkally-Willis 1985; Pearcy et al. 1985; Pope et al. 1999). Vor allem in den letzten Jahren wurden die lokal stabilsierenden Muskeln auf mögliche neuromuskuläre Dysfunktionen bei Rückenpatienten untersucht. Dabei werden als besonders interessant die nachgewiesenen veränderten Innervationen bei den Rückenpatienten innerhalb des M. transversus abdominis und (den tiefen Fasern) des M. multifdius eingeschätzt. Aber auch bei den Muskeln, die nicht direkt an den Wirbelkörpern ansetzen, konnten zahlreiche defizitäre Ansteuerungen der Muskeln bei Rückenpatienten nachgewiesen werden. Dabei deuten Forschungen darauf hin, dass schon vereinzelte Veränderungen innerhalb der intra- und intermuskulären Koordination gravierende Auswirkung haben können und ein dysfunktionaler Muskel reichen kann, um segmentale Stabilitätsverluste zu produzieren (Sihvonen et al. 1991; Arendt-Nielsen et al. 1996; McGill et al. 1996; Hodges a. Richardson 1997; O´Sullivan 1997; Hodges et al. 2001 u. 2004; Hungerford et a. 2003; van Dieen et al. 2003; Moseley 2004). Insgesamt jedoch zeigt sich

eine erstauliche Lücke bei der Beurteilung neuromuskulärer Dyfunktionen innerhalb von Alltagsbewegungen.

Mit der Entstehung des Konzeptes der segmentalen Stabilisation und den nachgewiesenen bestehenden Dysfunktionen innerhalb der lokalen Muskeln bei Rückenpatienten ergab sich zwangsläufig die Frage nach der Trainierbarkeit dieser segmental stabilisierenden Muskeln. Therapien zur Verbesserung der segmentalen Stabilisation versuchen überwiegend über ein Training der lokalen Muskeln neuromuskuläre Dysbalancen auszugleichen, jedoch ist eine Beurteilung von Therapieeffekten bei diesen direkt an den Wirbeln ansetztenden Muskeln aufgrund der geringen Größe und der tiefen Lage sehr problematisch und wurde bisher recht selten durchgeführt. Am bekanntesten ist eine Therapiemethode speziell zur segmentalen Stabilisation, die von einem australischen Forschungsteam der *Spinal Pain and Muscle Research Unit* entwickelt wurde. Die Anwendung wurde vielfach wissenschaftlich begleitet und hat nachhaltig die Therapielandschaft beeinflusst. Das Konzept versucht gezielt über isolierte, statische Ansteuerungen der lokalen Muskeln in neutralen LWS-Haltungen nachgewiesene Dysfunktionen auszugleichen. Dies gilt insbesondere für den M. transversus abdominis. Es konnten sowohl bei der Reduzierung von Schmerzen wie bei funktionellen Einschränkungen, aber auch speziell innerhalb der lokalen Muskulatur in Bezug auf Muskelgrößen und neuromuskulären Aktivierungen Verbesserungen bei den behandelten Patienten nachgewiesen werden. (Hides et al. 1996, 1997 u. 2001; Hamilton 1997; O´Sullivan et al. 1997; Richardson et al. 1999; Ferreira et al. 2006 u. 2007; Tsa a. Hodges 2007 u. 2008).

Mein persönlicher Ansatz der Therapieintervention war trotz der eigentlich unterschiedlichsten Inhalte immer sehr dadurch geprägt, bei den Patienten ein verkümmertes Körpergefühl wieder zu erwecken. Dazu gehörte auch die Wahrnehmung von Bewegungsmöglichkeiten in den Gelenken und Segmenten der Wirbelsäule, von einem Zusammenhang zwischen Haltung und Muskelspannungen und von funktionellen bzw. unfunktionellen Bewegungen. Ich bin immer davon ausgegangen, dass sowohl positive wie negative Korrelationen zwischen Haltung, Bewegung und den Komponenten des segmentalen Stabilisierungssystems existieren.

Der logische Gedanke der australischen Forschungsgruppe, bestehende neuromuskulären Dysfunktionen innerhalb der lokalen Muskeln über die gezielte isolierte Ansteuerung beheben zu wollen, ist für einen Therapeuten durch seine vergleichsweise Einfachheit sehr verlockend. Mit der Anwendung dieser Übungen sind jedoch bei mir zahlreiche Fragezeichen aufgetaucht,

auf die ich auch nach dem Lesen der diesbezüglich erschienenen Literatur nur unzureichend Antwort gefunden habe: Verändert man die neuromuskuläre Ansteuerung der lokalen Muskeln durch isoliert statisches Training auch für nicht trainierte Situationen? Ist es richtig, erst nach der Rehabilitierung der lokalen Muskeln die Aktivierung auch bei Alltagsbewegungen zu üben? Ist es sinnvoll, einen Muskel lediglich statisch zu trainieren? Müssen Muskeln nicht über konzentrische und exzentrische Muskelaktivitäten bei funktionellen Bewegungen trainiert werden? Erreiche ich nicht gerade über Exzentrik bestimmte Muskelrezeptoren, deren Informationen für das Nervensystem entscheidend sind? Lernen die Patienten durch diese Muskelansteuerungen nicht vor allem andauernde isometrische Anspannungen dieser Muskeln? Erziehe ich die Patienten nicht dadurch zu einer fixierten neutralen LWS-Lordose, was ich als unfunktionell ansehen würde? Müssen nicht auch die den Rücken belastenden veränderten intermuskulären Koordinationen zwischen den lokalen und den globalen Muskeln behandelt werden? Liegen nicht die eigentlichen Ursachen für Rückenschmerzen und einem segmentalen Stabilitätsverlust in individuellen unfunktionellen Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten im Alltag? Sollte ich dies nicht von Anfang an bei meiner Therapieplanung berücksichtigen?

Es entwickelte sich langsam die Idee zu dieser Studie, bei der das segmentale Stabilisierungssystem, Dysfunktionen und deren Beeinflussbarkeit durch Therapieansätze, theoretisch und empirisch untersucht werden sollen. Bei den eigenen Therapieansätzen sollen die Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten der Patienten berücksichtigend werden. Als zu untersuchende Alltagsbewegung wurde von mir das Gehen ausgewählt. Beim Gehen lassen sich sowohl die im Unterbewusstsein durchgeführten neuromuskulären Aktivitäten von segmental stabilisierenden Muskeln wie auch das Bewegungsystem durch die zyklischen Wiederholungen untersuchen und vergleichen.

In dem theoretischen Teil dieser Studie sollen zuerst die Grundlagen für den ausgewählten Forschungsschwerpunkt dargestellt werden. Dafür wird das Konzept von Panjabi (1990, 1992a u.b) zur segmentalen Stabilisation mit seinen passiven, aktiven und neuralen Subsystemen beschrieben und mit aktuellen Studienergebnissen zu der Bedeutung von segmental stabilisierenden Muskeln auf die Wirbelsäule ergänzt. Das Modell zu segmentalen Dysfunktionen von Panjabi (1990, 1992a u.b) wird ebenfalls durch bisher in der Forschung nachgewiesenen Veränderungen innerhalb dieser Subsysteme bei Rückenpatienten erweitert. Für Dysfunktionen, die durch Beschädigungen der passiven Elemente entstanden sind,

werden Studien für einen besseren Überblick mit medizintechnischem, biomechanischem oder klinischem Hintergrund getrennt voneinander vorgestellt. Eine Analyse der aktiven und neuralen Subsysteme erfolgt über die bisher erforschten neuromuskulären Dysfunktionen innerhalb der lokalen und globalen Muskeln. Ein möglicher Zusammenhang zwischen dem Bewegungssystem, neuromuskulären Dysfunktionen und einem segmentalen Stabilitätsverlust wird durch die Vorstellung eines Modells von Comerford und Mottram (2001) beschrieben.
Für die Gehbewegung wird angenommen, dass sich vier verschiedene funktionelle Muskelschlaufen beim Gehen unterscheiden lassen. Die neuromuskulären Aktivitäten und die Funktion der segmental stabilisierenden Muskeln werden entsprechend der Zuteilung zu diesen Muskelschlaufen analysiert. Eine Zusammenfassung bisher bekannter Dysfunktionen in den neuralen und aktiven Subsystemen des segmenalen Stabilisationssystems, wie im Bewegungssystem beim Gehen, folgt anschließend. Der theoretische Teil schließt mit einer Analyse bisheriger Konzepte zur segmentalen Stabilisation ab.

Im empirschen Teil der Studie soll mit einem Querschnittvergleich untersucht werden, ob bei Patienten mit segmentalen Dysfunktionen innerhalb passiver Elemente (wie dies ja bei Bandscheibenpatienten nachgewiesenermaßen der Fall ist) sich beim Gehen auf dem Laufband typische neuromuskuläre Dysfunktionen innerhalb ausgewählter stabilisierender Muskulatur bei Alltagsbewegungen nachweisen lassen und ob ein generell verändertes Bewegungsverhalten erkennbar ist. Dafür soll das elektromyographische Gangverhalten anhand der Innervationen von segmental und das Becken stabilisierenden Muskeln (M. transversus abdominis, M. multifidus L4/L5 und L5/S1 und M. gluteus medius) von Rückengesunden und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L4/L5 bzw. L5/S1 aufgezeichnet und miteinander verglichen werden. Ebenfalls soll das Bewegungssystem anhand kinematischer dreidimensionaler Bewegungen der Hüfte-, des Beckens und der LWS mit Hilfe eines Ultraschalltopometischen Gerätes untersucht werden.

In der sich anschließenden Längsschnittstudie soll mit einer Therapieevalution überprüft, werden, ob bzw. inwieweit sich über verschiedene sport-/physiotherapeutische Maßnahmen Komponenten des segmentalen Stabilisierungs- und des Bewegungssystems „Gehen“ beeinflussen lassen. Dafür sollen die Bandscheibenpatienten in zwei verschiedene Therapiegruppen aufgeteilt werden. In beiden Gruppen wird versucht, auf eine Wiedererlangung bzw. Verbesserung physiologischer Wirbelsäulenhaltungen bzw. -bewegungen und auf einen Ausgleich intra- und intermuskulärer Defizite in den

Muskelkoordinationen über das gleichzeitige Training von lokalen wie globalen Muskeln hinzutrainieren. Jedoch sollen die Patienten in der einen Gruppe dieses Ziel über ein umfassendes individuelles Stabilisations- und Mobilisationsprogramm erreichen, während die Patienten der anderen Gruppe dafür ein neuromuskuläres Koordinationstraining entsprechend „spiraldynamischer“ Leitlinien, ein anatomisch funktionell begründetes Bewegungs- und Therapiekonzept, absolvieren. Nach Abschluss der über mehrere Wochen durchgeführten Behandlungen wird das kinematische und elektromyographische Gangverhalten der Bandscheibenpatienten erneut gemessen. Die Therapiebewertung wird durch Fragebögen mit Evaluationen von Schmerzen, funktionellen Einschränkungen und körperlichen Befinden ergänzt.

Mit dieser Arbeit möchte ich einen Beitrag dazu leisten, chronische Bandscheibenpatienten mit segmentalen Stabilitätsstörungen auf evtl. typische neuromuskuläre Abweichungen und auf ein verändertes Bewegungsverhalten beim Gehen im Vergleich zu Rückengesunden zu untersuchen. Diese Dysfunktionen wären im Sinne von Panjabi (1992a, b) als langfristig körpereigene Anpassungsprozesse auf mögliche Stabilitätsverluste zu interpretieren, die wiederum zu weiteren Dysfunktionen mit Belastungen für das segmentale Stabilisierungssystem führen können. Eine Nichtbehebung möglicher Dysfunktionen könnte ein Grund für die hohen Rezidivraten sein. Therapieeffekte sollen in dieser Studie nicht nur anhand von Schmerzentwicklungen und funktionellen Beeinträchtigungen bei Patienten beurteilt werden. Es soll untersucht werden, ob bzw. wieweit sich durch verschiedene Therapieformen gezielt ausgewählte Defizite beheben lassen. Unterschiede bei den Therapieeffekten in Bezug auf Komponenten des segmentalen Stabilisierungssystems- und Bewegungssystems würden gegen eine Beliebigkeit der unzähligen aktiven Therapieangebote sprechen, aber für eine spezifisch auf die Defizite des Patienten ausgerichtete Therapiewahl.

2 Forschungsstand

2.1 Segmentales Stabilisierungssystem

Die Wirbelsäule ist das Achsenskelett des Rumpfes. Sie besteht aus 24 Wirbeln und den sich caudal anschließenden Kreuz- und Steißbeinen. Ein Bewegungssegment stellt die kleinste Funktionseinheit der Wirbelsäule dar. Zu einem Bewegungssegment gehören zwei benachbarte Wirbel und drei die Wirbel verbindenden Gelenke. Dies sind die zwischen den Wirbelkörpern liegenden Bandscheiben (discus intervertevrales, Zwischenwirbelscheiben) und zwei kleine Wirbelgelenke (Zygapophysialgelenke, Zwischenwirbelgelenke, Facettengelenke) (Appell u. Stang-Voss 1990; Kapandji 1992; Bogduk 2000; Calais-Germain 1999). Nach einer Definition des Bewegungssegments nach Junghans werden ebenfalls noch die durch das Foramen intervertebrale austretenden Spinalnerven als dazu gehörend definiert.

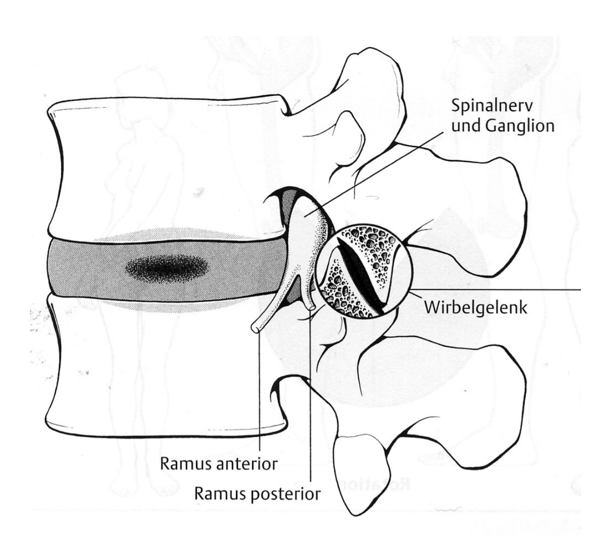


Abb. 1: Das Bewegungssegment nach H. Junghans (vgl. Niethard u. Pfeil 1997, S.325).

Zwischen den Wirbeln sind dreidimensionale Bewegungen möglich. So können die Wirbel zum einen Translationsbewegungen entlang bzw. Rotationsbewegungen um die Sagittal-, Frontal- und Transversalebene vollziehen (Bogduk 2000).

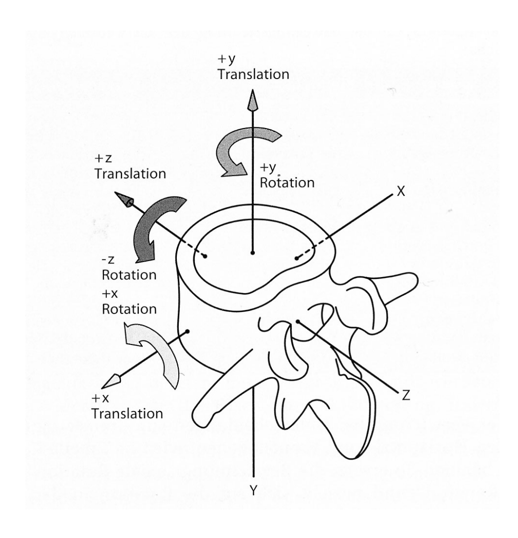


Abb. 2: Bewegungsachsen und –richtungen: biomechanisches System (vgl. Bogduk 2000, S. 97).

Das Ausmaß der Bewegungen zwischen den einzelnen Wirbeln wird durch zahlreiche anatomische und biomechanische Komponenten beeinflusst.

Ein allgemein in der Wissenschaft akzeptiertes Konzept der segmentalen Stabilisation ist von Panjabi (et al. 1989; 1990, 1992a u. b; et al. 1994; 2001; 2003) entwickelt worden.

Panjabi (1990, 1992a u. b; 2001; 2003) geht davon aus, dass segmentale Bewegungen innerhalb eines physiologischen Bewegungsausmaßes (ROM= Range of motion) erfolgen. Die Größe dieses physiologischen Bewegungsausmaßes ist abhängig von der auf sie einwirkenden Belastung. Je größer die Belastung, desto größer sind die Verschiebungen. Jedoch verläuft diese Belastungsverschiebungskurve nicht linear, sondern sie nimmt unterproportional ab.

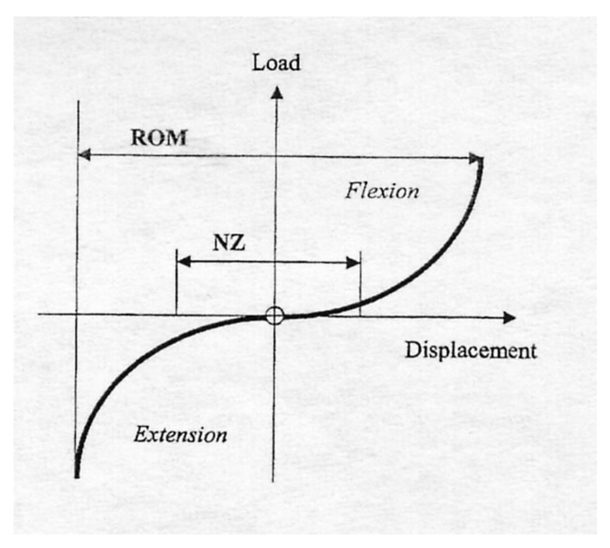


Abb. 3: Belastungs-/ Verschiebungskurve, die das Deformationsverhalten eines Wirbelsegmentes infolge von Belastung beschreibt. An der Neutralen Zone (NZ) ist der Bewegungswiderstand am geringsten (vgl. Panjabi 2003, S.372).

Das physiologische Bewegungsausmaß besteht nach Panjabi (et al. 1989; 1990, 1992a u. b; 2003) aus einer neutralen (NZ) und einer elastischen Zone (EZ). Die neutrale Zone ist der Raum, in dem intervertebrale Mobilitäten mit minimalen internen Widerständen erfolgen. Es ist eine Zone hoher Flexibilität. Im Gegensatz dazu bewegen sich die Wirbel innerhalb der elastischen Zone gegen einen zunehmenden inneren Widerstand. Es ist eine Zone von großer Steifheit.

Die Größe der verschiedenen Zonen, und damit auch der Verlauf der Belastungsverschiebungskurve ist von den segmental stabilisierenden Faktoren abhängig, welche Panjabi (1990; 1992 a u. b) als segmentales Stabilisierungssystem bezeichnet.

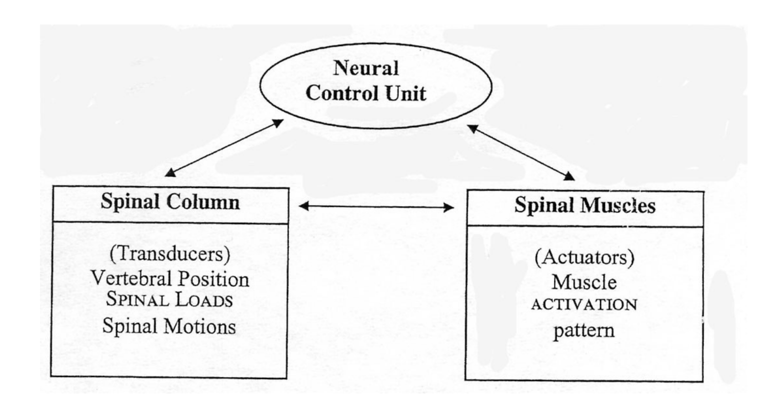


Abb. 4: Segmentales Stabilisierungssystem (vgl. Panjabi 2003, S. 373).

Das segmentale Stabilisierungssystem (SSS) besteht aus 3 Subsystemen:

- Das passive System besteht aus Wirbelkörpern, Facettengelenken, Bandscheiben, Wirbelsäulenbändern, Gelenkkapseln und den passiven Elementen der Muskulatur. Die passiven Elemente stabilisieren die Segmente vor allem bei größeren und endgradigeren Belastungen durch ihren zunehmenden Widerstand.
- Das aktive System besteht aus den die Wirbelsäule umgebenden Muskeln und Sehnen. Die segmental liegende Muskulatur stabilisiert die Segmente vor allem um die neutrale Position herum, indem sie die Größe der neutralen Zone bei allen Bewegungen und Belastungen kontrolliert.
- Das neurale System besteht aus dem peripheren und dem zentralen Nervensystem. Es transportiert Informationen aus dem aktiven und passiven System, wertet diese aus und steuert die Reaktion auf die gegebenen Anforderungen.

Diese 3 Systeme sind stark miteinander verflochten und können funktionell nicht unabhängig voneinander betrachtet werden. Eine Belastung der Wirbelsäule ist nur durch ein koordiniertes Zusammenarbeiten dieser drei Systeme möglich. Im Folgenden werden die drei Subsysteme detaillierter vorgestellt, wobei entsprechend dem Schwerpunkt dieser Arbeit vor allem der Einfluss der stabilisierenden Muskulatur beschrieben wird. Hierbei wird insbesondere der Forschungsstand zu den neuromuskulären Aktivitäten des lokalen Muskelsystems, welches seine Ursprünge oder Ansätze an einem oder mehreren Wirbeln hat, beschrieben.

2.1.1 Passives System

Zu dem passiven System gehören Wirbelkörper, kleine Wirbelgelenke, Bandscheiben, Wirbelsäulenbänder, Gelenkkapseln und die passiven Elemente der Muskulatur.

Die **Bandscheibe** besteht aus einem zentral liegenden Gallertkern (Nucleus pulposus), welcher vom Anulus fibrosus umgeben ist. Der Anulus fibrosus besteht aus mehreren Schichten an kollagenen Fasern (Lamellen), wobei die Schichten wechselnde schräge Verlaufsrichtungen aufweisen. Der Anulus fibrosus ist fest mit der vertebralen Endplatte der Wirbelkörper verwachsen, weswegen diese z.T. auch zu den Bandscheiben dazugehörig gezählt werden (Appell u. Stang-Voss 1990; Kapandji 1992; Bogduk 2000).

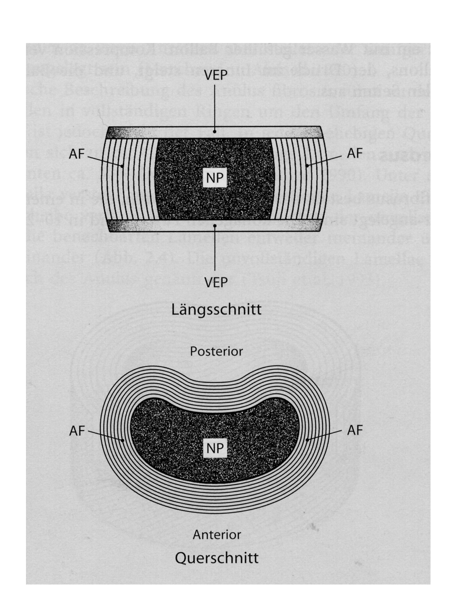


Abb. 5: Discus intervertebralis mit Nucleus pulposus (NP), Anulus fibrosus (AF) und der vertebralen Endplatte (VEP) (vgl. Bogduk 2000, S.19).

Die **Bandscheibe** erfüllt drei wichtige Aufgaben. Erstens überträgt sie Gewichtsbelastungen von einem Wirbelkörper zum nächsten und wirkt dabei wie ein Stoßdämpfer. Zweitens erfüllt der Nucleus pulposus der Bandscheibe die Funktion eines Kugellagers und gewährleistet so als Drehpunkt die dreidimensionale Beweglichkeit zwischen den Wirbelkörpern. Und drittens helfen die Lamellen des Anulus fibrosus bei der segmentalen Stabilisierung mit. Diese Lamellen stabilisieren wie Ligamente, deren Widerstand sich bei zunehmendem Bewegungsausmaß Richtung Traktion, Translation bzw. Rotation erhöht (Kapandji 1992, Calais-Germain 1997; Bogduk 2000; Heel 2000).

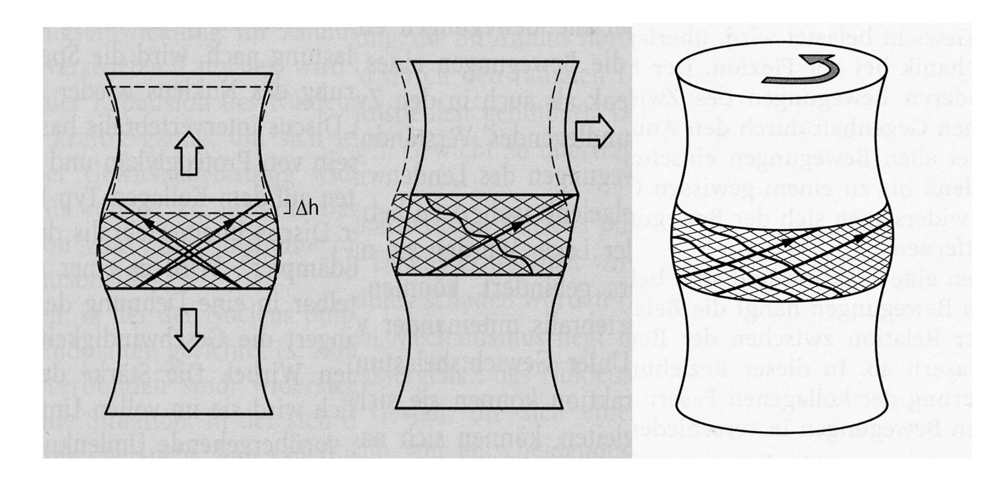


Abb. 6: Traktion, Gleitbewegungen bzw. Drehbewegungen der Bandscheibe (vgl. Bogduk 2000, S. 40 u. 43).

Die kleinen **Wirbelgelenke** haben mit ihren Kapseln, zusammen mit den Bandscheiben, den größten Einfluss auf die segmentale Stabilität, da sie sowohl ein Vorwärtsgleiten wie auch ein Verdrehen der Wirbel verhindern. Der Stabilisierungseinfluss der kleinen Wirbelgelenke steht in Abhängigkeit von der Form und der räumlichen Orientierung der Gelenkflächen. Diese variieren individuell wie auch zwischen den unterschiedlichen Bereichen der Wirbelsäule. So sind z.B. lumbal die Gelenkflächen meistens leicht gewölbt und sagittal gestellt. Dadurch wird die Rotationsfähigkeit stark eingeschränkt, jedoch werden Beugung, Streckung und Seitneigung ermöglicht (Appell u. Stang-Voss 1990; Kummer 1991; Bogduk 2000; White et al. 1999; Haberl et al. 2004).

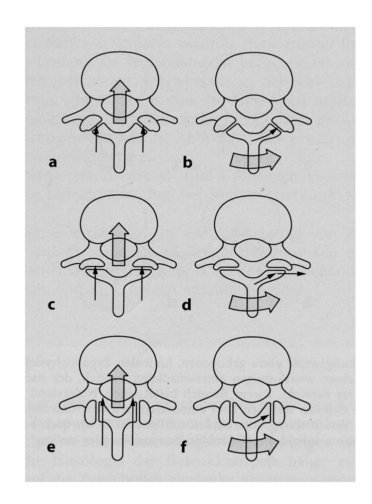


Abb. 7:Mechanik von flachen, lumbalen Zygopophysialgelenken (vgl. Bogduk 1997, S. 51): Ein flaches Gelenk mit 60° zur Sagittalebene bietet sowohl Verschiebungen nach vorne (a) als auch Rotationen (b) Widerstand. Ein flaches Gelenk mit 90° verhindert zwar eine Verschiebung (c), aber bei Rotation (d) kann die inferiore Gelenkfacette von der superioren Gelenkfacette abrutschen. Ein flaches Gelenk parallel zur Sagittalebene stellt kein Hindernis gegen Verschiebungen dar (e), widersetzt sich aber der Rotation (f).

Die Wirbelkörper verbindenden **Ligamente** haben abhängig von ihrem Verlauf einen unterschiedlichen stabilisierenden Einfluss auf die segmentale Stabilität. Hierzu gehören Ligg. longtudinale anterius (LLA) bzw. posterius (LLP), die entlang der gesamten Wirbelsäule über die vorderen bzw. hinteren Anteile der Wirbelkörper und Bandscheiben ziehen, das Lig. flavum (LF), welches die Laminae verbindet und die Ligg. supraspinale (LSS mit ventralem (v), mittlerem (m) und dorsalem (d) Anteil) und Ligg. interspinale (LIS), welche die Dornfortsätze verbinden. Sie verhindern ein Auseinanderklaffen der Wirbelkörpervorder- bzw.- rückseiten, grenzen die segmentale Beweglichkeit ein und schützen gleichzeitig die Bandscheiben (Kummer 1991; Kapandji 1992; Bogduk 2000; Calais- Germain 2001).

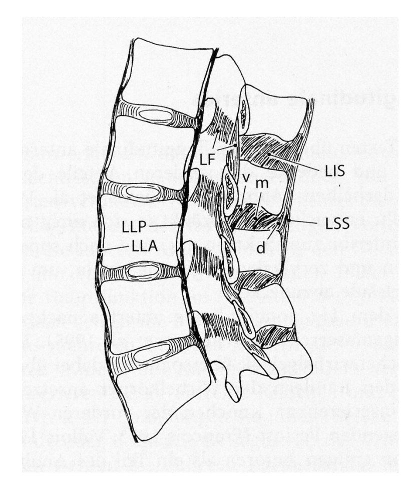


Abb. 8: Mechanischer Sagittalschnitt der Lendenwirbelsäule bei dem die verschiedenen Ligamente zu sehen sind. *LLA* Lig. longitudinale anterius, *LLP* Lig. longitudinale posterius, *LSS* Lig. supraspinale, *LIS* Lig interspinale, v ventraler teil, *m* mittlerer Teil, *d* dorsaler Teil, *LF* Lig. Flavum. (vgl Bogduk 2000, S. 64)

Die kräftigen Ligg. iliolumbales, die von den Querfortsätzen des 4. und 5. Lendenwirbels zum Ilium ziehen, schränken die allgemeine Bewegungsfreiheit in dieser Region ein. Sie stabilisieren aber vor allem bei der Lateralflexion und verhindern ein Vorwärtsgleiten des 5. Lendenwirbels auf dem Sakrum. (Bogduk 2000; Kapandji 1992).

Die Bandscheibe und die kleinen Wirbelgelenke mit ihren Gelenkkapseln ermöglichen also zum einen so umfassende Beweglichkeiten zwischen den Wirbeln, dass die Wirbelsäule als Ganzes eine dreidimensionale Beweglichkeit besitzt. Zum anderen führen und stabilisieren sie aber auch die segmentalen Bewegungen, wobei sie von Wirbelkörpern, Wirbelsäulenbändern und den passiven Elementen der Muskulatur unterstützt werden (Appell u. Stang-Voss 1990; Panjabi 1992 a u. b; Calais-Germain 1999; Bogduk 2000). Ein Bewegungssegment ist jedoch trotz dieser stabilisierenden Wirkung der passiven Elemente instabil. Ohne den Einfluss der Muskulatur würden schon geringe Belastungen zu unkontrollierten Überbeweglichkeiten führen (Panjabi 1989; Goel et al. 1993; Gardner-Morse et al. 1995).

2.1.2 Neurales und aktives System

2.1.2.1 Die Einteilung in Muskelfunktionsklassen

Es existieren mehrere Modelle, die die Rumpfmuskulatur entsprechend ihrer Wirkung in verschiedene Klassen aufteilen. In Konzepten der Muskelfunktionen von Janda (1985) und Sahrmann (2002) wurden Muskeln mit Stabilisierungs- von denen mit Mobilisierungsfunktionen unterschieden. Bergmark (1989) hat ein Konzept entwickelt, welches sowohl den anatomischen Verlauf wie auch die Wirkung der Muskulatur auf die Wirbelsäule berücksichtigt. Er unterscheidet die lokalen Muskeln, die ihren Ursprung oder Ansatz an den Wirbeln haben, von den globalen Muskeln, die den Brustkorb mit dem Becken verbinden. Anatomisch gesehen liegen die lokalen Muskeln nahe am Rotationszentrum der Segmente. Mit ihren kurzen Muskellängen bzw. deren Verläufe sind sie ideal für die Kontrolle der segmentalen Bewegungen. Hingegen können die globalen Muskeln große Drehmomente bzw. Kraft für Bewegungen des Rumpfes oder des Beckens entwickeln (Bergmark 1989; Panjabi 1990, 1992a u. b). Dieses Modell von Bergmark (1989) wurde allgemein in der Forschung übernommen.

Auf der Grundlage der oben genannten Klassifikationsmodelle wurde noch ein weiteres, nicht so bekanntes Modell von Comerford und Mottram (2001a u. b) entwickelt, welches aufgrund seiner sehr differenzierten Analyse der Rumpfmuskulatur genauer vorgestellt wird.
In dem Modell von Comerford und Mottram (2001a u. b) werden Rumpf- und Beckenmuskeln entsprechend ihren Funktionen in drei Gruppen einteilt. Dabei werden lokale Stabilisatoren von den globalen Stabilisatoren bzw. globalen Mobilisatoren unterschieden (Comerford u. Mottram 2001 a u. b; Gibbons u. Comerford 2001).

Tab. 1: Funktionen und Merkmale der 3 Muskelklassen (vgl. Gibbosn u. Comerford 2001, S.208)

Funktion und Merkmale der 3 Muskelklassen			
	Lokale Stabilisatoren	**Globale Stabilisatoren**	**Globale Mobilisatoren**
Bei-spiele	• M. transversus abdominis • M. multifidus (tiefer lumbaler Anteil) • M. psoas major (hintere Stränge) • U.a.	• M. obliquus internus und externus • M. spinalis • M. gluteus medius • U.a.	• M. rectus abdominis • M. iliocostalis • M. piriformis • U.a.
Funk-tio-nen und Merk-male	• Steigerung der Muskelsteifheit zur Kontrolle einer segmentalen Bewegung • Kontrolle der neutralen Gelenkstellung • Kontraktion = keine/minimale Längenänderung: erzeugt keinen Bewegungsausschlag • Rekrutierung findet oft schon antizipatorisch zur Last- und Krafteinwirkung statt • Aktivität ist unabhängig von der Richtung einer Bewegung • Kontinuierliche Aktivität bei Körperbewegung • Propriozeptiver Input bezüglich Gelenkstellung sowie Ausmaß und Geschwindigkeit von Körperbewegungen	• Krafterzeugung zur Kontrolle eines Bewegungsausschlags • Kontraktion = exzentrische Längenänderung: Kontrolle des Bewegungsausschlags, besonders im inneren Bewegungsbereich (Muskel aktiv = Gelenk passiv) und im hypermobilen äußeren Bereich • Bei geringer Belastung Verlangsamung des Impulses (speziell der Rotation in der axialen Ebene) • Diskontinuierliche Aktivität • Aktivität ist von der Richtung abhängig	• Erzeugung eines Drehmoments zur Auslösung eines Bewegungsausschlags • Kontraktion = konzentrische Längenveränderung: konzentrische Auslösung einer Bewegung (anstatt exzentrische Kontrolle) • Konzentrische Beschleunigung der Bewegung (speziell Flexion/ Extension in der sagittalen Ebene) • Stoßdämpfung bei Belastung • Aktivität ist von der Richtung abhängig • Diskontinuierliche Aktivität (phasisches An/aus- Muster

Lokale Stabilisatoren der LWS

Zu den lokalen Stabilisatoren gehören nach dem Modell der M. transversus abdominis, die tiefen Muskelfasern des M. multifidus, die hinteren Stränge des M. psoas, die Mm. intertransversarii, die Mm. interspinales und die Mm. rotatores.

Diesen Muskeln werden spezifische Eigenschaften zugeschrieben, die sie segmental stabilisierend wirken lassen. Die lokalen Muskeln sind bei Körperbewegungen auf einem geringen Niveau kontinuierlich aktiv. Die Innervationen bewirken keine Bewegungsausschläge, sondern eine Erhöhung der Stiffness durch eine Verkleinerung der neutralen Zone innerhalb der Segmentbewegungen. Durch antizipatorische Innervationen, welche unabhängig von der Richtung der einwirkenden Kraft sind, werden die Segmente auf die spezifische Belastung vorbereitet. Entscheidend ist die Wirkung vor allem für die neutrale Gelenkstellung. In diesen Wirbelkörperpositionen sind die stabilisierenden Wirkungen wie der propriozeptive Input durch die passiven Elemente gering. So leisten die lokalen Muskeln neben der Stiffnesserhöhung einen propriozeptiven Beitrag bzgl. der Gelenkstellung sowie hinsichtlich des Ausmaßes und der Geschwindigkeit von Körperbewegungen (Comerford u. Mottram 2001 a, b; Gibbons u. Comerford 2001).

Globale Stabilisatoren

Zu den globalen Stabilisatoren gehören nach dem Modell beide schräg verlaufenden Bauchmuskeln M. obliquus internus und externus abdominis sowie die oberflächigen Muskelfasern des M. multifidus, M. gluteus medius und M. splenius.

Die globalen Muskeln verlaufen monoartikulär. Die Aufgabe der globalen Muskeln besteht vor allem darin, durch Krafterzeugung Gelenkbewegungen über das volle Bewegungsausmaß zu stabilisieren. Dies erfolgt über exzentrische, diskontinuierliche und richtungsabhängige Muskelaktivitäten. Die Muskeln besitzen aber auch statische Haltefähigkeiten. Bei geringen Belastungen tragen sie zur Verlangsamung des Impulses bei. Die funktionelle Rolle besteht in der Kontrolle von Rotationskräften, der Produktion von Drehmomenten und in der exzentrischen Kontrolle der inneren und äußeren Gelenkbewegung (Motram u. Comerford 2001; Comerford u. Gibbons 2001).

Globale Mobilisatoren

Zu den globalen Mobilisatoren gehören u.a. der M. rectus abdominis, die thorakalen Anteile des M. iliocostalis und des M. longissimus sowie der M. piriformes. Die globalen Muskeln liegen biartikulär oder multisegmental oberflächlich und arbeiten diskontinuierlich,

konzentrisch, beschleunigend und Kraft erzeugend. Die Aktivitäten sind von der Richtung abhängig, wobei sie vor allem in der sagittalen Ebene Kraft entwickeln. Sie sind für die Bewegungen des Rumpfes oder des Beckens zuständig und übertragen die Belastungen vom Bein zum Becken oder vom Becken zum Brustkorb. Sie müssen die Stabilität unter hohen Belastungen und Kräften wie z.B. beim Heben, Ziehen, Drücken und bei ballistischen Belastungen gewährleisten. Durch ihren funktionellen Einsatz helfen sie, dass die Belastungen segmental minimiert werden. Sie benötigen eine ausreichende Muskellänge, um physiologische Bewegungen durchführen zu können, ohne im Bewegungssystem kompensatorisch anderswo ausweichen zu müssen (Bergmark 1989; Richardson 1999; Comerford u. Gibbons 2001; Comerford u. Mottram 2001).

Im Folgenden wird der Forschungsstand zu der Muskulatur zusammengefasst, der segmental stabilisierende Funktionen zugeschrieben werden, wie auch neuromuskuläre Dysfunktionen bei Rückenpatienten nachgewiesen wurden.

2.1.2.2 Segmental stabilisierende Muskeln

2.1.2.2.1 M. transversus abdominis

Der M. transversus abdominis ist die tiefste Schicht der Bauchmuskulatur. Der Muskel setzt über die Fascia thorakolumbalis an den lumbalen Wirbeln an. Im Alltag werden ihm zahlreiche Funktionen zugeschrieben. Entsprechend dem Punktum Fixum ermöglicht der Muskel das Baucheinziehen oder hilft bei der Lordosierung. Bei Kontraktion der horizontal verlaufenden Fasern verringert sich der Durchmesser des Abdomen und der intraabdominale Druck erhöht sich. Somit wirkt der Muskel wie eine Bauchbinde und stützt die Bauchorgane. Weiterhin zählt er zu den Atemhilfsmuskeln (Kendall et al. 1998; Calais- Germain 1999, Richardson 1999; Bogduk 2000).

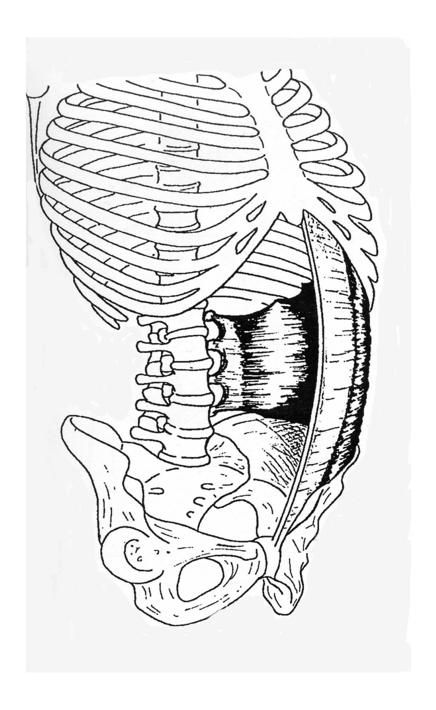


Abb 9: Anatomische Zeichnung des M. transversus abdominis (vgl. Calais-Germain 1999, S. 95).

Schon seit mehreren Jahrzehnten wird dieser Muskel auf seine segmental stabilisierende Funktion hin untersucht. Frühe Studien vermuteten, dass durch die Aktivierung dieses Bauchmuskels über eine künstlich erzeugte Erhöhung des intraabdominalen Druckes eine lumbal stabilisierende Wirkung beim Heben erzielt werden kann (Morris et al. 1962; Gracovetsky et al. 1985). Eine spätere Theorie besagte, dass der Muskel beim Heben über indirekten Zug an der Fascie thorakolumbales ein extensorisches und damit stabilisierendes Drehmoment auf die lumbalen Dornfortsätze ausübt (Gracovetsky et al 1985; Tesh et al. 1986). Obwohl diese Theorien widerlegt oder die Wirkung der auf die Wirbelsäule einwirkenden Kraft beim Heben als zu gering eingeschätzt wurden (Nachemson et al. 1986; Macintoh u. Bogduk 1987; McGill u. Norman 1987; Richardson 1999; Bogduk 2000), blieben sie Ausgangspunkt für viele weitere Forschungsansätze.

Weitere Forschungsarbeiten belegen, dass bei Alltagsbewegungen sowie bei unerwarteten wie erwarteten Rumpfbelastungen, die segmentale Stabilität durch ansteigenden intraabdominalen Druck und ein dadurch entstandenes Extensionsdrehmoment auf die Dornfortsätze erhöht werden kann (Cholewicki et al. 1999a u. b; Hodges et al. 2001 u. 2005). Hierfür wird jedoch eine funktionierende synergistische Koordination der die Bauchhülle umgebenden Muskeln benötigt. Dazu gehören nebem dem M. transversus abdominis auch das Zwerchfell, der Beckenboden sowie weitere laterale und dorsale Rumpfmuskeln (Hodges et al. 1997; Sapsford et al. 1997; Richardson 1999; Müller 2005).

Andere Studien weisen nach, dass der M. transversus abdominis eine segmental stabilisierende Wirkung auch unabhängig von den anderen lokalen Muskeln besitzt. So wurden beim M. transversus abdominis Aktivitäten gemessen, bevor überhaupt die die Wirbelsäule belastende Situation eingesetzt hatte. Diese im Vergleich zu den übrigen Rumpfmuskeln gemessenen verfrühten, aber auch von der Körperbewegung richtungsunabhängigen Aktivitäten des M. transversus abdominis wurden bei isolierten Arm- bzw. Beinbewegungen im Stand wie im Liegen und dies unter erwarteten wie plötzlichen Bedingungen gemessen (Hodges u. Richardson 1997a u. b, 1999; Moseley et al. 2002). Einmalig bisher wurden auch bei einer dynamischen Bewegung, nämlich beim Gehen, antizipatorische Aktivitäten innerhalb dieses Muskels aufgezeichnet (Saunders et al. 2004).

Weiter wurden bei verschiedenen Rumpfpositionen und -bewegungen mit und ohne Widerstände, beim Heben sowie beim Gehen im Gegensatz zur übrigen Rumpfmuskulatur anhaltende Aktivitäten in dem tief liegenden Bauchmuskel gemessen, weswegen dem Muskel besondere segmental stabilisierende Eigenschaften zugeschrieben werden (Cresswell u. Torstensson 1989; Cresswell 1993; Cresswell et al. 1994; Saunders et al. 2004 u. 2005, Mc Cook et al. 2007).

Stabilisierende Wirkungen des Muskels konnten durch weitere Studien nachgewiesen werden. So bewirkt der Muskel bei Kontraktion eine Kompression der anterioren Anteile des Iliosakralgelenkes, der Sehnen und des kräftigen posterioren Bandsystems und hilft dadurch bei der Beckenkontrolle mit (Richardson et al. 2000 u. 2002). Es wurden weiterhin bei Schweinen zunehmende intersegmentale Stiffness (Hodges et al. 2003) und beim Menschen reduzierte Mobilität innerhalb des iliosakralen Gelenkes bei isolierter M. transversus abdominis Spannung nachgewiesen (Richardson et al. 2002).

Andere Studien jedoch zweifeln die herausragende Wirkung einer isolierten Aktivität des M. transversus an. Gerade bei größeren und unerwarteten Belastungen der Wirbelsäule scheint eine isolierte Aktivität des innersten Bauchmuskels nicht ausreichend zu sein. In mehreren Studien werden größere stabilisierende Effekte beim Einsatz aller Bauchmuskeln nachgewiesen. So wird gezeigt, dass über die Innervation aller Bauchmuskeln die Rückenmuskeln koaktiviert werden und dies die segmentale Beweglichkeit insgesamt einschränkt, was jedoch mit dem Nachteil zunehmender Kompressionskräfte auf die

Segmente verbunden ist (Vera-Garcia et al. 2006 u. 2007; Brown et al. 2006; Grenier u. McGill 2007; Stanton et al. 2008). Grenier und McGill (2007) weisen bei isolierten M. transversus abdominis Aktivitäten sogar destabilisierende Wirkungen auf die Segmente nach. Weitere Forschungsergebnisse zeigen, dass abhängig von der Position und der Bewegung des Rumpfes die oberen, mittleren wie unteren Fasern des M. transversus abdominis zu unterschiedlichen Zeiten oder sogar gegensätzlich aktiv sein können. Antizipatorische Aktivitäten wurden nur in den unteren und mittleren Fasern gemessen. Beim Stehen sind anscheinend vor allem die unteren Regionen tonisch aktiv (Hodges et al. 1999; Urquhard et al. 2005a u. b).

Die Forschungsergebnisse lassen vermuten, dass der M. transversus abdominis bei statischen Positionen wie bei Bewegungen eine besondere Funktion bei der segmentalen und pelvikalen Stabilisierung sowie bei der Stütze der Baucheingeweide einnimmt. Jedoch lassen neueste Studienergebnisse anzweifeln, dass die vielfach postulierte herausragende Wirkung des M. transversus abdominis auf die segmentale Stabilisation uneingeschränkt übernommen werden darf. Die neuromuskulären Aktivitäten und Wirkungen dieses Muskels scheinen sehr komplex und nicht einheitlich zu sein. Sie hängen nachgewiesenermaßen von den auf die Wirbelsäule einwirkenden Belastungen ab. Die Funktionen dieses Bauchmuskels sind somit abschließend noch nicht geklärt.

2.1.2.2.2 M. multifidus

In seiner Hauptfunktion wirkt der M. multifidus zusammen mit den anderen Anteilen des lumbalen M. erector spinae extensorisch auf die Lendenwirbelsäule. Bei Aktivität führen die Wirbelkörper eine posteriore Sagittalfunktion durch, wodurch sich die Lendenlordose verstärkt. Der Muskel ist bei allen Positionen, bei denen der Rumpf gegen die Schwerkraft stabilisiert werden muss, aktiv. Dies gilt z.B. für das Stehen, das nach vorne Beugen oder das Wiederaufrichten. Der aktive Beitrag zu einer axialen Rotation der Wirbelkörper ist gering, jedoch wird der M. multifidus insgesamt als funktioneller Gegenspieler zu den flektorischen, rotatorischen Aktivitäten des M. obliquus internus eingeschätzt (Macintosh et al. 1986; Macintosh u. Bogduk 1986; Richardson et al. 1999; Bogduk 2000; Heel 2001; Moseley 2002; Lee et al. 2006).

Darüber hinaus wird dem M. multifidus im Vergleich zu den anderen lumbalen Muskeln besondere Bedeutung bei der Kontrolle der Wirbelkörperpositionen und deren Stabilität

zugeschrieben. Dies begründet sich zum einen durch die segmentalen Ansätze an jedem einzelnen Dornfortsatz sowie der nervalen Innervation auf jeder Segmenthöhe (Macintosh et al. 1986; Macintosh u. Bogduk 1986; Bogduk 2000; Wu et al. 2000). Desweiteren konnten biomechanische bzw. in vitro-Studien nachweisen, dass insbesondere die Aktivitäten des M. multifidus das Bewegungsausmaß der Wirbelkörper einschließlich der neutralen Zone verkleinern. (Panjabi et al. 1989; Steffen et al. 1994; Kaigle et al. 1995; Wilke et al. 1995; Quint et al. 1998). Auch zeigten sich, im Gegensatz zu anderen globalen Muskeln bei elektromyographischen Studien, symmetrische Kontraktionen des M. multifidus beim asymmetrischen Heben und bei Rumpfrotationen. Dies wird als ein weiteres Indiz für die besondere Bedeutung dieses Muskels bei der segmentalen Stabilisierung gewertet (Richardson et al. 1999; Danneels et al. 2001; Ng et al. 2001).

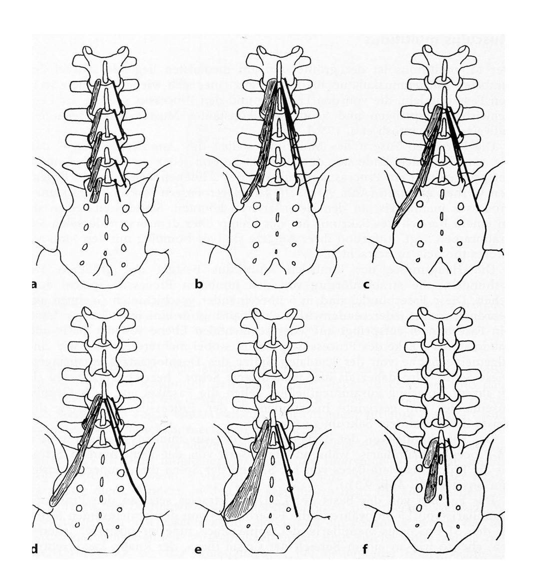


Abb. 10: Faserbestandteile des M. multifidus: a Laminäre Fasern, b-f Fasern von den Processus spinosi L1 -L5 (vgl. Bogduk 1997, S.152).

Anatomisch wie funktionell lassen sich beim M. multifidus verschiedene Faserzüge unterscheiden. Zum einen existieren die größeren, segmental ansetzenden und dachziegelartig überlappenden Faserbündel des M. multifidus. Hiervon lassen sich die laminären, tiefer gelegenen und kurzen Fasern unterscheiden. Diese entspringen von jeder vertebralen Lamina und setzen 2 Ebenen weiter unterhalb am Processus mamillaris an (vgl. Abb.10). Anatomische und biomechanische Analysen, Muskelfaseruntersuchungen und elektromyographische Messungen weisen auf eine besondere Rolle dieser tiefen Muskelfasern für die segmentale Stabilisation hin (Macintosh et al. 1986; Macintosh u. Bogduk 1986; McGill 1991; Bogduk 2000; Comerford u. Gibbons 2001; Gibbons u. Motram 2001, Moseley et al. 2002). Biomechanische Analysen der Muskelfaserverläufe zeigen, dass die laminären

Fasern aufgrund ihres Verlaufes und ihrer geringen Länge nicht genügend Kraft aufbringen können, um Bewegungen bei den Wirbelkörpern zu produzieren. Auch bleibt bei dreidimensionalen Bewegungen der Wirbelsäule die Länge der tiefen Fasern im Gegensatz zu den oberflächig liegenden unverändert. Hieraus wird geschlussfolgert, dass die laminären Fasern für das Ausbalancieren der kleinsten Wirbelbewegungen verantwortlich sind (Macintosh et al. 1986; Macintosh u. Bogduk 1986; McGill 1991 u. 1996; Bogduk 2000). Vielfach wird in der Literatur vermutet, dass die laminären Fasern ähnliche tonische Aktivitäten im Alltag aufweisen wie der M. transversus abdominis (Richardson et al 1999; Comerford u. Motram 2001; Motram u. Gibbons 2001, McDonald et al. 2006). So konnten z.B. elektromyographische Studien im Stand wie bei endgradiger Rumpfflexion tonische Aktivitäten nachweisen, wobei jedoch interindividuelle wie segmentale Unterschiede vorhanden zu sein scheinen (Morris et al 1962; Pauly 1966; Jonsson 1970; Donisch u. Basmajian 1972; Valencia u. Munro 1985). Histochemische Studien konnten bei einer Untersuchung der Muskelfaserzusammensetzungen insbesondere bei den laminären Fasern des M. multifidus eine erhöhte Anzahl von Typ 1 Fasern nachweisen. Dieser Fasertyp ist vor allem bei lang andauernden Belastungen aktiv (Sirca u. Kostevc 1985; Mattila et al. 1986; Thorstensson et al. 1986; Jorgensen et al. 1993; Rantanen et al. 1993; Mannion et al. 1997). Andere Studienergebnisse zeigen jedoch, dass sich die These der tonischen Innervierung der laminären Fasern nicht verallgemeinern lässt. So wurden z.B. beim Gehen fast identische biphasische Aktivitäten innerhalb des gesamten M. multifidus gemessen (Saunders et al. 2004 u. 2005). Auch in anderen Studien wurden keine obligatorischen tonischen Aktivitäten bei den tiefen Fasern des M. multifidus aufgezeichnet, jedoch im Vergleich zu den oberflächigen Fasern differenzierte Tätigkeiten. Im Gegensatz zu dem oberflächig liegenden Muskelanteil agieren die laminären Fasern bei erwarteten isolierten Armbewegungen wie der M. transversus abdominis richtungsunspezifisch antizipatorisch. Auf Rumpfbelastungen reagieren lediglich die tiefen Anteile des M. multifidus mit vergrößerten bzw. verfrühten Aktivitäten. Auch wurden im Stand gemeinsame Aktivitäten dieser kurzen Muskelfasern mit dem M. transversus abdominis gemessen. (Cresswell et al. 1992; Moseley et al. 2002 u. 2003; Hodges 2007). Es ist also anzunehmen, dass in Abhängigkeit von der Bewegung, Belastung, aber auch von der Vorhersehbarkeit derselben die beiden muskulären Anteile des M. multifidus synergistisch zusammen arbeiten oder auch von einander unabhängig agieren können. Der Vorteil einer isolierten Aktivität der laminären Fasern liegt jedoch in einer Zunahme der segmentalen Stiffness ohne dass zusätzlich Kompressionskräfte auf die Segmente ausgeübt werden.

2.1.2.2.3 M. psoas

Die funktionelle Bedeutung des M. psoas ist bis heute wenig erforscht worden und wird kontrovers diskutiert. Dies steht in Zusammenhang mit seiner anatomischen Lage, die weder oberflächige EMG- Messungen noch gute Ultraschallbilder zulässt (Gibbons 1999, Gibbons et al 2002). Der M. psoas ist im Wesentlichen ein Hüftmuskel, der hauptsächlich eine Hüftflexion durchführt (Kapandji 1992; Bogduk 2000). Aus diesem Grund wird er auch von Bergmark (1989) den globalen Muskeln zugeordnet. Kapandji (1992) schreibt dem Muskel große Auswirkungen auf die Bewegungen der Lendenwirbelsäule zu. Andere sehen die hinteren Stränge des M. psoas als herausragende segmentale Stabilisatoren an, die über eine Verbindung zum Beckenboden und Zwerchfell bei der lumbalen Zylinderbildung mithelfen können (Gibbons 1999; Gibbons et al. 2002). In einer biomechanischen Studie werden durch die gemeinsamen Aktivitäten der antagonistisch arbeitenden Muskeln M. multifidus und M. psoas segmental stabilisierende Wirkungen nachgewiesen (Quint et al. 1998).

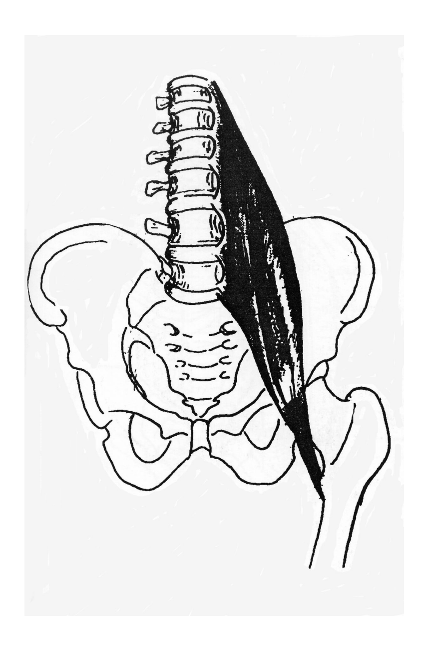


Abb. 11: Anatomische Zeichnung des M. psoas (vgl. Calais-Germain 1999, S.93).

2.1.2.2.4 M. obliquus internus

Im Muskelfunktionsmodell von Comerford und Gibbons (2001) wird der M. obliquus internus den globalen Stabilisatoren zugeordnet. Bei einigen Menschen setzen posteriore Muskelfasern des M. obliquus internus wie der M. transversus abdominis an der Fascia thorakolumbalis an und können scheinbar dadurch ebenfalls lokal stabilisierend wirken (Bogduk 2000). Weiter ist davon auszugehen, dass die unteren und die mittleren Fasern des Muskels unterschiedlich auf

Belastungen reagieren können (Urquhart et al. 2005a). Die unteren Fasern des M. obliquus internus verlaufen parallel zu denen des M. transversus abdominis (Kendall 1999; Hungerford et al. 2003; Urquhart et al. 2005b), wodurch sich scheinbar funktionelle Gemeinsamkeiten zwischen den tiefen und den unteren schrägen Bauchmuskeln erklären lassen. So wird vermutet, dass die unteren Fasern dem M. transvesus abdominis bei der Stütze der lumbopelvikalen Region mithelfen (Bergmark 1989; Richardson 1999). Eine Studie weist über die Messung der Muskeldicke durch Ultraschall nach, dass M. transversus abdominis und M. obliquus internus auf posturale Veränderungen identisch reagieren (Urquhart et al. 2005a). Beide Muskeln zeigen weiterhin unter abnehmender Unterstützungsfläche bei posturalen Übungen zunehmende Aktivitäten (Aninscough-Potts et al. 2006). Im Gegensatz zum M. transversus abdominis werden beim M. obliquus internus zwar auch antizipatorische, aber von den Extremitätenbewegungen richtungsabhängige Aktivierungen gemessen (Hodges u. Richardson 1996; Tsao u. Hodges 2007). So ist davon auszugehen, dass die unteren Fasern des M. obliquus internus mindestens bei einigen Belastungen funktionell mit dem M. transversus abdominis zusammenarbeiten und somit auch lokal stabilisierende Wirkung erzielen können.

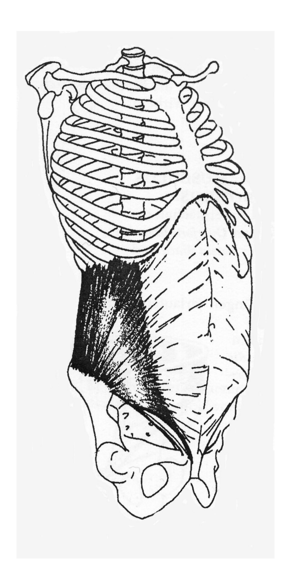


Abb. 12: Anatomische Zeichnung des M. obliquus internus (vgl. Calais-Germain 1999; S. 96).

2.1.2.2.5 Beckenboden und Zwerchfell

Der Bauchraum ist ein mit Flüssigkeit gefüllter Hohlraum, auch als Zylinder bezeichnet, dessen Festigkeit von all seinen Wänden abhängt (Lewit 1999; Heel et al. 2006). In diesem Sinne werden auch dem Zwerchfell als Zylinderdeckel, und dem Beckenboden als Zylinderboden stabilisierende Wirkung zugeschrieben.

Der Zylinderboden besteht aus verschiedenen muskulären Anteilen des Beckenbodens. Die sagittal verlaufenden Muskelfasern (M. pubococcygeus) können einen Bewegungsimpuls für die Aufrichtung des Kreuzbeines und des Beckens auslösen, wodurch für optimale Lastverteilung der Bauchorgane gesorgt wird. Der Beckenbodenanteil, der quer zwischen den beiden Sitzbeinhöckern verläuft (Diaphragma urogenitale), kann durch Aktivität die unteren Anteile des Iliosakralgelenkes zusammenziehen und somit bei der stabilen Verkeilung des Kreuzbeins und der Stabilisierung des ISG helfen und den M. transversus abdominis bei der Zylindermantelbildung unterstützen (Larson 2000; Müller 2005; Heel 2006).

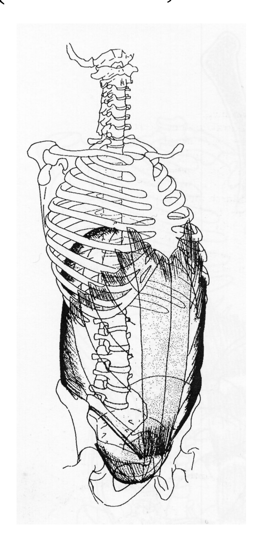


Abb. 13: Anatomische Zeichnung des Bauchraumes. Er wird begrenzt durch das Zwerchfell oben, nach unten durch das Becken und Diaphragma pelvis, vorne und seitlich durch die Bauchmuskulatur und nach hinten durch die Lendenwirbel (vgl. Calais-Germain 1999, S.100).

Erste elektromyographische Studien konnten Kokontraktionen von Beckenboden und Bauchmuskeln nachweisen. So wurden bei einer aufgerichteten Lendenwirbelsäule in Rückenlage bei willkürlicher Ansteuerung des Beckenbodens zunehmende Aktivitäten des M. transversus abdominis gemessen (bei flektierter LWS hingegen beim M. obliquus externus). Weiter konnte nachgewiesen werden, dass Bauchmuskelübungen zu einer erhöhten sowie vorprogrammierten Aktivität des Beckenbodens führen. (Sapsford et al. 2001;Sapsford u. Hodges 2001). Die Aktivitäten des Beckenbodens bei alltagsrelevanten Bewegungen und Haltungen wurden ebenfalls durch eine Studie untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass die Beckenbodenmuskulatur bei allen untersuchten Alltagsbewegungen beteiligt ist, sie unterschiedliche bedarfsgerechte Aktivitäten aufweist und zumeist sogar prozentual die aktivste Muskelgruppe im Vergleich zu anderen Wirbelsäulen stabilisierenden Muskeln wie z.B. M. obliquus internus und M. multifidus ist (Schulte-Frey 2007).

Für das Zwerchfell existieren elektromyographische Studien, die für diesen Muskel ebenfalls typische Verhaltensweisen eines lokal stabilisierenden Muskels nachweisen. So fanden sich

bei isolierten Gliedmaßenbewegungen wie beim M. transversus abdominis und dem Beckenboden auch antizipatorische Aktivitäten beim Zwerchfell (Hodges et al. 1997; Hodges u. Gandevia 2000).
Anatomisch können Beckenboden und Zwerchfell nicht den lokalen Muskeln zugeordnet werden. Jedoch existieren funktionelle Gemeinsamkeiten und ähnliche elektromyographische Innervationen. Der Einfluss von Beckenboden und Zwerchfell auf die segmentale und allgemeine Wirbelsäulenstabilität bei funktionellen Bewegungen jedoch ist nicht ausreichend erforscht.

2.1.2.3 Neuromuskuläre Koordinationen

Die Koordination der Muskeltätigkeiten erfolgt durch das zentrale Nervensystem (ZNS). Das ZNS muss kontinuierlich den Status der Stabilität interpretieren und Strategien planen, um voraussehbare Herausforderungen zu organisieren und auf unerwartete Herausforderungen schnellstens zu reagieren. Es muss den afferenten Input von den peripheren Mechanorezeptoren und anderen sensorischen Systemen interpretieren, diesen Input und die daraus sich ergebenden Konsequenzen abwägen und die Antworten der Rumpfmuskeln so koordinieren, dass die Muskelaktivitäten zur korrekten Zeit mit dem richtigen Aktivitätsgrad einsetzen (Hodges 2003; McGill et al. 2003).

Nicht ausreichende muskuläre Stabilisierung führt zur Instabilität, zu viel an Kokontraktion jedoch zu großen Belastungen der Segmente und zu Bewegungssteifheit. Bei normalen Alltagsbewegungen wird davon ausgegangen, dass moderate Muskelkräfte für die segmentale Stabilisierung ausreichen. Schon eine 1-3%-ige Steigerung der Muskelaktivität führt zu einer Verbesserung der Segmentstabilität. Weiter wird angenommen, dass bereits 25% des MVC-Wertes auch bei höheren Belastungen ausreichend sind für eine optimale Stabilisierung (Cresswell et al. 1992; McGill u. Cholewicki 1996; Hodges u. Richardson 1997; McGill et al. 2003).

Muskelaktivitäten müssen die Stabilität der Wirbelsäule innerhalb einer Hierarchie von untereinander abhängigen Levels gewährleisten: Kontrolle der intervertebralen Translation und Rotation, Kontrolle der spinalen Haltung und Orientierung, Kontrolle des Körpers in Abhängigkeit der Anforderungen. Schließlich müssen die Rumpfmuskeln zusätzlich zu der Bewegung und der Kontrolle des Rumpfes eine große Anzahl von homöostatischen

Funktionen (wie z.B. Ein- und Ausatmung, Kontinenz) bewältigen (Hodges 2003; McGill et al. 2003).

Das zentrale Nervensystem braucht, um den oben genannten Anforderungen gerecht zu werden, zahlreiche Stabilisierungsstrategien. Eine Interpretation des oben vorgestellten Forschungsstandes zeigt, dass segmentale Stabilität nicht das Ergebnis von Aktivitäten einiger weniger Muskeln ist. Zahlreichen Muskeln können segmental stabilisierende Einflüsse zugeschrieben werden. Hierzu gehören auch das Zwerchfell und der Beckenboden, welche in Koordination mit dem M. transversus wirken, jedoch bisher in den Muskelfunktionsmodellen nicht berücksichtigt wurden. Abhängig von der Strategie des ZNS können diese segmental stabilisierenden Muskeln sowohl isoliert, als auch in Kokontraktionen aktiv sein und dies in den verschiedensten Konstellationen. Aber nicht nur diese intermuskulären Koordinationen sind variabel. Auch innerhalb der Muskeln selber bestehen intramuskuläre Variabilitäten. Abhängig von der anatomischen Lage und dem Verlauf haben verschiedene Muskelfasern eines Muskels unterschiedliche Wirkungen. Deren Aktivitäten werden anscheinend ebenfalls gezielt differenziert durch das ZNS eingesetzt. Es kann also davon ausgegangen werden, dass Individuen unterschiedliche Stabilisierungsstrategien besitzen und auch nicht immer mit den gleichen Muskelkoordinationen auf dieselben Belastungen reagieren. Diese intraindividuellen Variabilitäten erklären vielleicht auch die z.T. kontroversen Studienergebnisse.

2.2 Dysfunktionen innerhalb des segmentalen Stabilisierungssystems

Durch zu große Belastung der Segmente können die aktiven, neuralen und vor allem die passiven Elemente beschädigt werden, was zu Dysfunktionen innerhalb der Subsysteme führt. Nach Panjabi (et al. 1989; 1990, 1992a u. b; et al.1994; 2001; 2003) kann dies zu folgenden Problematiken im Stabilisierungssystem führen:

- Degenerative Veränderungen wie Bandscheibenschäden und Facettengelenksarthrosen, Überdehnungen der Bänder und Mikrofrakturen führen zu Dysfunktionen im passiven Subsystem mit nachfolgendem Stabilitätsverlust, auch als Stiffnessverlust bezeichnet.
- Fehlende koordinierte und adäquate Muskelspannungen und verschlechterte Ausführungen der neuralen Befehle sind typisch bei Dysfunktionen innerhalb des aktiven Subsystems. Die Muskeln können unerwartete dynamische Belastungen oder abnormal große Belastungen auf die Segmente nicht mehr ausgleichen.
- Dysfunktionen im neuralen System entstehen durch Störungen im peripheren und zentralen Nervensystem mit Beeinträchtigungen der Sensorik und der Motorik. So kann sich z.B. die kontinuierliche und simultane Beobachtung und Regulierung der Kräfte innerhalb der stabilisierenden Muskeln verschlechtert haben, was zu geringer, zu großer, zu früher oder auch zu später Anspannung der Muskeln führen kann. Aber auch Bewegungsgefühl und Motorik können sich verschlechtern. Durch unkontrollierte und den Rücken belastende Bewegungen können sowohl passive wie auch aktive Strukturen beschädigt werden.

Folgend auf diese Dysfunktionen sind nach dem Konzept von Panjabi (et al. 1989; 1990, 1992a u. b; et al.1994; 2001; 2003) drei mögliche Szenarien vorstellbar.

- Das Segmentale Stabilisierungssystem behebt kurzfristig die eingetretene Dysfunktion. Diese Eigenkorrektur übersteht das System unbeschadet.
- Über langfristige Anpassungen der drei Systeme wird die Dysfunktion ausgeglichen. Eine körpereigene Stabilisierung der Segmente kann z.B. über die Bildung von Osteophyten oder über den vermehrten Einsatz von segmental stabilisierender Muskulatur erfolgen, wodurch die neutrale Zone in ihren physiologischen Grenzen gehalten werden kann und das Segment funktionell stabil bleibt. Das Gleichgewicht zwischen den stabilisierenden Kräften ist aber gestört. Veränderungen innerhalb der Muskulatur oder auch bei den passiven Strukturen können langfristig problematisch werden. Beschleunigte Degeneration, muskuläre Verspannungen und Verletzungen sind möglich. Die

Belastungsfähigkeit der Wirbelsäule nimmt langfristig ab. Chronische Dysfunktion innerhalb der drei Subsysteme und Schmerzen können entstehen.

- Beschädigungen der passiven Elemente sind so groß, dass eine strukturelle Instabilität entsteht, die funktionell über die drei stabilisierenden Systeme nicht ausgeglichen werden kann. Die neutrale Zone vergrößert sich. Und je größer die neutrale Zone ist, desto instabiler ist das Segment. Die Kinematik der Wirbelbewegungen ist gestört. Passive, aktive und neurale Strukturen werden zunehmend beschädigt. Klinische Beschwerden mit unerträglichen Schmerzen, größeren Deformitäten und neurologischen Dysfunktionen folgen.

Panjabi (1992a u. b; et al. 1994; 2001) definiert die klinische Instabilität als eine signifikante Abnahme der Fähigkeit des Stabilisierungssystems der Wirbelsäule, die neutrale Zone der Bewegungssegmente innerhalb ihrer physiologischen Bereiche zu halten, so dass es zu keinen neurologischen Dysfunktionen, keinen größeren Deformitäten und keinen behindernden Schmerzen kommt.

In den folgenden Abschnitten wird zuerst ein Überblick über den Forschungsstand in Bezug auf die segmentalen Hypermobilitäten bzw. Instabilitäten geboten, die in Zusammenhang mit der Beschädigung der passiven Elemente stehen. Hierfür wurden jeweils Studien mit einem gemeinsamen medizintechnischen, biomechanischen bzw. klinischen Hintergrund zusammengefasst. Das Konzept von Panjabi (1992a u. b; et al. 1994) führte dazu, dass in der Wissenschaft in Bezug auf die Erforschung von segmentalen Überbeweglichkeiten neue Wege beschritten wurden. Die Erkenntnis, dass nicht nur die passiven Elemente stabilisierenden Einfluss auf die Segmente ausüben, sondern auch die Unversehrtheit der aktiven und neuralen Systeme entscheidend ist, führte dazu, dass zahlreiche Studien Rückenpatienten auf typische neuromuskuläre Dysfunktionen untersuchten. Relativ selten jedoch wurde in der Forschung bisher der Zusammenhang zwischen segmentalen Überbeweglichkeiten und Störungen im Bewegungssystem analysiert. Comerford und Mottram (2001) haben in einem Modell der Bewegungsdysfunktionen mögliche Korrelationen dargestellt. Dieses Modell wird abschließend in diesem Kapitel „Segmentale Stabilitätsverluste“ vorgestellt.

2.2.1 Dysfunktionen innerhalb der passiven Subsysteme

2.2.1.1 Medizintechnische Instabilität

Obwohl den Radiologen eine Vielzahl von technischen Hilfsmitteln wie Röntgenaufnahmen, Myelographien (invasive Röntgenkontrastaufnahmen des Wirbelkanals), Computertomographien, Magnetresonanz-Untersuchungen und Diskographien (invasive Röntgenkontrastdarstellung der Bandscheibe) für die Untersuchung der Segmente zur Verfügung stehen, bleibt die segmentale Instabilität sowohl in ihrer Diagnostik wie auch in ihrem Wesen ein umstrittenes Thema (Fuchs 1991; Pitkänen et al. 2002; Iguchi et al. 2003; Axelsson u. Karlsson 2004).

Einfache Röntgenaufnahmen im Stand können erste Hinweise auf ungewöhnliche Wirbelkörperpositionen geben, wie sie z. B. bei Skoliosen, Spondylolisthesesen und Retrolisthesesen zu finden sind. Üblicherweise erfolgt jedoch die Diagnostik der Instabilität über funktionelle Röntgenaufnahmen, welche sowohl in der sagitalen wie auch in der transversalen Ebene möglich sind (Fritz et al. 1998; Hake et al. 2002; Pitkänen et al 2002; Iguchi et al. 2003). Die Wirbelsäule wird dabei überwiegend in maximaler Flexion bzw. Extension untersucht, die Wirbelkörperpositionen gemessen und miteinander verglichen. Durch die Entwicklung einer zweidimensionalen Röntgenmethodik, bei der zur gleichen Zeit mit zwei rechtwinklig angelegten Röntgenröhren Bilder gemacht werden, wurde eine dreidimensionale Auswertung der Segmentbewegung ermöglicht. Die Wirbelmobilität kann so in Flexion, Extension, Rechtsrotation, Linksrotation, Lateralflexion rechts und links ausgewertet werden (Stokes et al. 1981; Stokes u. Frymoyer 1987; Nachemson 1991; Bogduk 2000). In den jeweiligen Ebenen können die Rotations- und Translationsbewegungen quantitativ bestimmt werden. Hierdurch entwickelten sich Definitionen, die unter Instabilität in einem Segment einfach ein vergrößertes oder von den Durchschnittswerten abweichendes Bewegungsausmaß unter normaler Belastung verstehen (Frymoyer u. Selby 1985; Ogon u. Owaka 1999; Bogduk 2000).

Bei jeder Wirbelsäulenbewegung verschieben bzw. rotieren die Segmente nicht nur in die eine Hauptbewegungsrichtung, sondern in einem geringeren Ausmaß auch in andere Dimensionen. Diese Bewegungskomplexe werden als *coupled motion* (Bogduk 2000) bezeichnet.
So können nicht nur die quantitativen vergrößerten Mobilitäten, sondern auch abnormale Veränderungen innerhalb der Bewegungskomplexe pathologisch sein, was als qualitative

Instabilität bezeichnet wird (Dupuis et al. 1985; Pearcy et al. 1985; Pope et al.1999). Eine typische Definition dieses Instabilitätsverständnisses wurde von Dupuis et al. (1985) formuliert: „A lumbar motion segment is considered to be unstable when it exhibits abnormal movement. This movement can be abnormal in quality (abnormal coupling patterns) or in quantity (abnormal increased motion)."

Die Gründe für segmentale Instabilität können nach dem medizintechnischen Instabilitätsverständnis vielfältig sein. Bogduk (2000) hat die lumbalen, segmentalen Instabilitäten nach ihren Ursachen in fünf verschiedene Kategorien eingeteilt. Als Ursachen sieht er Frakturen bzw. dadurch entstandene Dislokationen, Infektionen der anterioren Elemente, Neoplasmen, Spondylisthesen und degenerative Veränderungen.
Die umstrittenste und gleichzeitig am häufigsten untersuchte Kategorie der Instabilität ist die degenerative. So werden die verschiedenen degenerativen Veränderungen als Teilaspekte der Pathologie des lumbalen Bewegungssegmentes verstanden, welche physiopathologisch eng miteinander verbunden sind und zu segmentaler Instabilität führen können (Benini 1999). Zahlreiche Studien untersuchen und belegen den Zusammenhang zwischen vereinzelten degenerativen Veränderungen und bestimmten Instabilitätsrichtungen, aber die Ergebnisse im Detail sind kontrovers (Knutssen 1944; Dupuis et al. 1985; Frymoyer u. Selby 1985; Murata et al. 1994; Bräm et al.1998; Fujiwara et al. 2000; Hake et al. 2002; Pitkänen et al. 2002). Weitere Studien erforschen den auf degenerative Veränderungen folgenden zeitlichen Ablauf. So kann nach einer Phase der segmentalen Dysfunktion durch zunehmende Degeneration zunächst eine Phase der Instabilität mit abnormal segmentalen Bewegungen folgen, welche evtl. über externe Eingriffe oder Therapien behandelt werden müssen. Es kann sich aber auch eine körpereigene Stabilisierungsphase über die Bildung von Osteophyten an den Facettengelenken und Wirbelkörpern anschließen, wodurch das Segment hypomobil wird (Kirkaldy-Willis 1985; Yong-Hing u. Kirkaldy-Willis 1990; Iguschi et al. 2003; Axelsson et al. 2004).

Als problematisch gestaltet sich die Auswertung und Beurteilung der Röntgenbilder. Zum einen wird die Grenze, wann ein Segment als instabil bezeichnet wird, in vielen Studien unterschiedlich angesetzt. (Fritz et al. 1998; Pope et al. 1999; Bogduk 2000). Weiterhin variieren sogar schon bei Rückengesunden sowohl Umfang wie auch Bewegungsrichtung (paradoxe Bewegungsmuster) in den verschiedenen Segmenten interindividuell wie auch intraindividuell erheblich, was die Bildung von Normwerten erschwert (Pearcy et al. 1985;

Verbiest 1991; Bogduk 2000). Auch wenn in den letzten Jahren die Messtechnik immer mehr verfeinert wurde, werden trotzdem die Ergebnisse der Röntgenmethodik in Bezug auf ihre Reliabilität und Validität noch kritisch beurteilt (Dupuis et al. 1985; Frymoyer et al. 1991; Fritz et. al 1998; Dvorak et al. 1999; Nachemson 1999). Die statischen Aufnahmebedingungen in endgradigen Positionen lassen nur Rückschlüsse auf beschädigte Funktionen der passiv stabilisierenden Elemente zu. Der Einfluss von Muskeln, Bändern und Facettengelenksmorphologie auf die Stabilität wie auch die Beurteilung der segmentalen Bewegungen während Alltagsbewegungen können über diese Methoden nicht beurteilt werden (Fritz et al. 1998; Fujiwara et al. 2000). Radiologische Messtechniken können nicht die Kinematik innerhalb eines Segmentes während der Dynamik wiedergeben, da sie nur Momentaufnahmen sind. Ein empirischer Nachweis von Instabilität während der Bewegung ist so also nicht möglich (Degreif et al. 1999; Pope et al. 1999).
Bedenkenswert erscheint ebenfalls, dass nur geringe Korrelationen zwischen Symptomen und radiologischer Instabilität bestehen (Nachemson 1999; Chou et al. 2009). Dies lässt vermuten, dass entweder die klinische Instabilitätsdiagnostik falsch ist oder die radiologische Instabilität, die Instabilitätsbewegungen nicht ausreichend wiederspiegelt (Eisenstein 1999; Pitkänen et al. 2002).

2.2.1.2 Biomechanische Instabilität

Biomechaniker sehen Instabilität als ein rein mechanisches Problem an. Wirbel werden in ihren Bewegungen von Bandscheiben, Gelenken, Bändern und Muskeln gehemmt. Wenn diese Hemmnisse durch Verletzung bzw. Degeneration abnehmen, folgt ein segmentaler Stabilitätsverlust (Posner et al. 1982; Pope u. Panjabi 1985; Benini 1991; White et al. 1999).

Bei den meisten biomechanischen Studien erfolgt die Untersuchung der segmentalen Stabilität bzw. Instabilität mit Hilfe von in-vitro- Studien. Bei diesen Studien wird die Mobilität von Wirbeln bei präparierten Leichensegmenten anhand von drei imaginär durch den Körper gezogener Achsen, der Sagittalachse, der Frontalachse und der Longituginalachse nachvollzogen. Translations- wie Rotationsbewegungen sind in alle Dimensionen messbar, aber auch andere biomechanische Parameter wie z.B. Beschleunigung und Geschwindigkeit können untersucht werden.

Dabei wird vor allem das maximale Ausmaß segmentaler Mobilität (ROM = Range of motion) gemessen und dies unter den verschiedensten Bedingungen. Es werden liegende,

sitzende oder stehende Positionen nachgestellt. Der Einfluss von Alter, Geschlecht, Degeneration und Belastung wird untersucht und dies bei durchgeführter Extension, Flexion, Lateralflexion bzw. Axialrotation (Nachemson et al. 1979; Goel et al. 1986; Panjabi 1992a; Tanaka et al. 2000; Haberl et al. 2004)

Weiterhin wird der genaue Einfluss der einzelnen passiven Strukturen auf die segmentale Stabilität analysiert. Dafür werden Bandscheiben, Pediculi, Laminae, Facettengelenke und Ligamente der Wirbel gezielt verletzt, um anschließend veränderte segmentale Bewegungen zu messen.

In vitro-Studien zeigen, dass durch Degeneration bzw. Verletzung der Bandscheiben die segmentale Stabilität entscheidend nachlässt. Durch eine Verminderung des hydrostatischen Drucks und der Bandscheibenhöhe reduziert sich die Stabilisierungsfähigkeit der Fasern (Krismer 1997; Adams 1999). Risse innerhalb des Anulus fibrosus und Beschädigungen der vertebralen Endplatte führen ebenfalls zu einer Beeinträchtigung der Stabilität (Posner et al. 1992; Kaigle et al. 1995; Krismer 1997; Adams 1999) mit vergrößerten segmentalen Mobilitäten in axialer Rotation (Kaigle et al. 1995) bzw. aller Dimensionen (Goel et al. 1985; Tanaka et al. 2001).

Die Pediculi und die Laminae leiten die Belastungen über die an den Quer- und Dornfortsätzen einwirkenden Muskelkräfte an die Wirbelkörper weiter. Der Wirbelbogen ist somit größeren Scher- und Biegebeanspruchungen ausgesetzt. Eine Verletzung des Wirbelbogens am Interartikularportion führt z.B. zu einem extremen Stabilitätsverlust, woraus eine Spondylolisthese mit Ventralverschiebung und Verkippung des Wirbels entstehen kann (Kummer 1991; Niethard u. Pfeil 1997; Adams 1999).

Beschädigungen der Facettengelenke führen vor allem bei durchgeführter Wirbelsäulenflexion zu einer vermehrten Translationsbewegung Richtung ventral und zur vergrößerten Axialrotation (Kaigle et al. 1995; Adams 1999). Ebenso verringern sich Belastbarkeit und passiver Widerstand bei Kompression, Extension und Seitneigung. Bei Entfernung der Bänder zeigen sich erhebliche Mobilitätsvergrößerungen (Ng et al 2003).

Einige Studien untersuchen den Einfluss der passiven Elemente nicht nur auf das Gesamtbewegungsausmaß (ROM), sondern auch auf die von Panjabi (1992a u. b; 2001)

definierte neutrale Zone. Diese zeigen, dass die Größe der neutralen Zone der sensiblere Wert für Instabilität ist. So kann das Gesamtbewegungsausmaß bei Verletzung, Degeneration und Muskelschwäche unverändert bleiben und damit die engradige Stabilität erhalten bleiben. Hingegen vergrößert sich die neutrale Zone, wodurch es zu Beginn oder im mittleren Bereich des Bewegungsausschlages zu übermäßigen Mobilitäten kommt (Oxland u. Panjabi 1992, Mimura 1994; Kaigle 1995, Kumar u. Panjabi 1995). Nach diesen Ergebnissen ist der Wert des gesamten Bewegungsausmaßes (ROM) als Indikator für Instabilität somit nur eingeschränkt aussagekräftig.

Andere biomechanische Studien verstehen unter Instabilität weniger die quantitativen Veränderungen der segmentalen Bewegungen, sondern vielmehr qualitative Unterschiede zu stabilen Segmenten bei Bewegungen. So können z.B. degenerativ veränderte Segmente endgradig stabil sein, jedoch ungleichmäßige Wirbelkörperbewegungen mit veränderten Verhältnissen von Rotations- zu Translationsbewegungsausmaßen aufweisen und dadurch instabil werden (Weiler et al. 1990). Weitere Studien belegen Veränderungen von dynamischen Bewegungsparametern wie Geschwindigkeit und Beschleunigung der Wirbelkörper (Ogon et al.1997; Bogduk 2000). Nach der Theorie von Bogduk (2000) nimmt der Umfang der Wirbelkörperbeschleunigung mit dem Ausmaß der Instabilität zu, da die Wirkung der bremsenden Kräfte mit zunehmender Beschädigung der stabilisierenden Elemente abnehmen. Jedoch kann der Beschleunigungszuwachs innerhalb der verschiedenen Bewegungsphasen in Abhängigkeit von der Lokalisation des Stiffnessverlustes unterschiedlich sein. Eine Segmentinstabilität kann sowohl in der initialen, in der mittleren bzw. in der terminalen Bewegungsphase vorkommen (Bogduk 2000).

Insgesamt zeigt sich bei den biomechanischen Studien, dass die passiven Strukturen einen erheblichen Beitrag zur segmentalen Stabilität leisten, wobei sie unterschiedlich stabilisierende Wirkungen in Richtung und Größe und dies in Abhängigkeit von der Wirbelsäulenposition haben. Kleinere Verletzungen innerhalb einer Struktur führen zu ersten ein- oder zweidimensionalen kinematischen Veränderungen innerhalb der Segmente. Je größer die Beschädigungen und je mehr stabilisierende Komponenten betroffen sind, desto größer und multidirektionaler werden die segmentalen Bewegungen. So schreibt Bastian et al. (1999), dass zwischen stabilen und völlig instabilen Segmenten ein großes Spektrum partiell instabiler Verletzungen existiert, bei denen die Stabilität der Wirbelsäule lediglich gegen einzelne Kräfte und Momente beeinträchtigt ist.

Die biomechanischen Studien helfen die segmentale Kinematik und den Einfluss passiver Stabilisatoren besser zu verstehen. Jedoch ist kritisch anzumerken, dass diese Studien theoretischer Natur sind und nicht die wirklichen Wirbelbewegungen beim Menschen abbilden. Vor allem wird der Einfluss der Muskulatur auf die segmentale Stabilität vollkommen vernachlässigt. Der Begriff Instabilität wie auch die Einteilung in stabile oder instabile Verletzungen ist problematisch. Definitionen sind studienabhängig unterschiedlich und werden kontrovers diskutiert.

2.2.1.3 Klinische Instabilität

Junghanns (1968) hat den Begriff der klinischen Instabilität erstmals verwendet. Er definiert die durch Lockerung oder Erschlaffung der Strukturen eines Bewegungssegmentes entstandene Instabilität als morphologische Veränderung von Bewegungssegmenten, die sich durch begleitende klinische Erscheinungen und Symptome bemerkbar machen.

Viele klinische Konzepte und Definitionen folgen nach (Kirkaldy-Willis et al. 1978; Kirkaldy-Willis a. Farfan 1982; Farfan und Gracovetsky 1984; Kirkaldy-Willis 1985; Paris 1985; Frymoyer et al 1990; Benini 1991; Verbiest 1991; Eisenstein 1999; Mulholland 1999; Nachemson 1991 u. 1999; White et al. 1999; O´Sullivan 2000). Ebenso wie bei dem medizintechnischen und biomechanischen Instabilitätsverständnis verstehen auch die klinisch geprägten Ansätze unter einer segmentalen Instabilität eine abnormale Mobilität innerhalb der Segmente, welche durch Degeneration bzw. Beschädigung der stabilisierenden Strukturen verursacht wird. Jedoch wollen sie die klinischen und symptomatischen Folgen dieses Stabilitätsverlustes nicht außen vor lassen bzw. sehen dies auch als entscheidendes Kriterium für Instabilität an. Hierdurch unterscheiden sie sich deutlich von den anderen bisher vorgestellten Konzepten.

Aber auch bei den Konzepten und Definitionen innerhalb der verschiedenen Studien bzw. Autoren existieren grundlegende Unterschiede bezogen auf das Ausmaß, in dem der klinische Aspekt an Wichtigkeit gewinnt. Während die einen, die durch extreme Verletzung der passiven Strukturen (White et al. 1999) bzw. auch durch degenerative Veränderungen (Frymoyer et al. 1990; Benini 1991; Frymoyer u. Pope 1991; Verbiest 1991) entstehenden veränderten Beweglichkeiten verbunden mit schmerzhaften Zuständen, mit der Gefahr von progressiven Deformationen und der Gefährdung neurologischer Strukturen als Kennzeichen von Instabilitäten ansehen, rücken andere allein den symptomatischen Zustand in den

Vordergrund ihres Verständnisses von Instabilität (Kirkaldy-Willis u. Farfan 1982; Farfan u. Gracovetsky 1984; Mulholland 1999).
So liegt bei Kirkaldy-Willis und Farfan (1982) nur dann eine Instabilität vor, wenn sich die durch radiologische Untersuchung festgestellte zunehmende oder abnormale intersegmentale Bewegung eines Segmentes auch anhand klinischer Ergebnisse am symptomatischen Level bestätigen lassen. Mulhollands (1999) Diagnostik der Instabilität erfolgt allein durch eine Schmerzanamnese. Für ihn existieren bei instabilen Rückenpatienten typische schmerzauslösende Belastungen und Bewegungen, die Rückschlüsse auf pathologische Veränderungen des Segmentes zulassen. Und bei Paris (1985) sind nicht die Symptome, sondern eindeutige bei Funktionsuntersuchungen palpierbare Instabilitätszeichen, wie vertebrales Gleiten, Stocken oder Wackeln entscheidend bei der Diagnostik.
Auch O´Sullivan (2000) geht davon aus, dass Instabilität durch physiotherapeutische Anamnese, auf Grund der Analyse von Symptomen sowie Bewegungs- und Muskeldysfunktionen diagnostizierbar ist. Sein Konzept der klinischen Diagnostik ermöglicht sogar eine Unterscheidung zwischen vier verschiedenen Instabilitäten, ausgehend von der Richtung der Überbeweglichkeit: Instabilitätstyp mit Flexions-, Extensionsmuster, seitlichem Shift- oder multidirektionalem Muster.

Über Symptome, klinische Zeichen und Bewegungsmuster bei instabilen Rückenpatienten wird wenig einheitlich in der Literatur berichtet (Junghanns 1968; Nachemson 1985 und 1991; Paris 1985; Frymoyer u. Pope 1991; Verbiest 1991; Eisenstein 1999; Mulloholland 1999; O´Sullivan 2000). Ursächlich liegt dies daran, dass das Instabilitätsverständnis vom totalen Stabilitätsverlust, über Diagnosen von Spondylolisthesen hin zu degenerativ veränderten Segmenten so verschieden ist. Vielfach kritisiert wird die Praxis, bei jeglichen Wirbelsäulenschmerzen Instabilität als Ursache zu diagnostizieren. Schmerzen bei Bewegung können noch viele andere Gründe haben als segmentale Instabilität (Bogduk 2000).

Radiologische Verfahren bieten also die Möglichkeit in der Statik, veränderte segmentale Positionen zu bestimmen, jedoch geben sie keine Aussage über wirkliche Wirbelkinematiken in der Dynamik. Auch finden sich nur geringe Korrelationen zwischen Symptomen und medizintechnischer Instabilität. Biomechanische in-vitro-Studien helfen vor allem bei der Abschätzung der stabilisierenden Wirkung von passiven Strukturen der Wirbelsäule. Bei der klinischen Instabilität wird davon ausgegangen, dass segmentale Instabilitäten bestimmte Schmerzen bzw. Symptome verursachen, anhand derer eine Diagnostik möglich ist. Diese

klinischen Zeichen können bei der Einschätzung von verschiedenen Instabilitätsarten helfen. Vorraussetzung für die Anwendbarkeit und Formulierung therapeutischer Interventionen jedoch ist eine klare Definition des jeweiligen Instabilitätsverständnisses.

2.2.2 Dysfunktionen innerhalb der neuralen und aktiven Subsysteme

2.2.2.1 Dysfunktionen innerhalb der globalen Muskulatur

Zahlreiche Studien untersuchen intra- und intermuskuläre Koordinationen innerhalb der Rumpfmuskulatur bei Rückenpatienten auf typische Dysfunktionen. In diesen Studien wird die Rumpfmuskulatur meistens nach dem Modell von Bergmark (1989) in lokale und globale Muskeln unterschieden. Diese Einteilung wird für die Beschreibung neuromuskulärer Dysfunktionen im Folgenden übernommen.

Die globale Muskulatur wird bei Rückenpatienten zum einen anhand von Faktoren wie Kraft und Ausdauer untersucht. Huber (2008) sieht Kraftdefizite als zentrale Auslösemechanismen für Rückenschmerzen an. Bestätigt werden kann, dass innerhalb der globalen Rumpfmuskulatur sowohl isometrische Maximalkräfte wie dynamische Muskelleistungsfähigkeiten bei Patienten deutlich niedriger ausfallen als bei Rückengesunden. Weiterhin werden muskuläre Kraftdysbalancen zwischen den Rumpfextensoren und –flexoren, wie zwischen rechter und linker Körperseite nachgewiesen (Parkkola et al. 1993; Denner 1998; Crossmann et al. 2004). Es wird bei Rückenpatienten von einem generellen Muskelschwund innerhalb der paravertebralen Muskulatur (Cooper et al. 1992; Hultmann et al. 1993; Parkkola et al. 1993) oder auch von einer selektiven Atrophie der Typ-2- Muskelfasern berichtet, welche vor allem für Schnell- bzw. Maximalkraftleistung entscheidend sind (Ng et al. 1998). Sowohl das Ausmaß der Muskelatrophie wie auch abnehmende Ausdauerfähigkeiten innerhalb der lumbalen Muskulatur scheinen in Abhängigkeit von der Dauer der Symptome zu stehen (Roy et al. 1989; Biedermann et al. 1991; Cooper et al. 1992; Cooper et al. 1993; Hultmann et al. 1993; Danneels et al 2001; Crossmann et al. 2004).

Hyperaktivitäten innerhalb der globalen Mobilisatoren können zu myofaszialen Verkürzungen führen. Hypertone M. rectus abdominis, M. rectus femoris und M. tensor fasciae latae und der Ischiokrualmuskulatur können kompensatorische Bewegungen des Beckens und der Lendenwirbelsäule bewirken (Comerford u Motram 2001; Heel 2006). Funktionelle

Längentestungen der globalen Muskulatur ergaben weitere Belege für muskuläre Dysfunktionen und -balancen bei Rückenpatienten (Janda 1985; Kendall et al. 1998; Sahrmann 2002).

Weiterhin wurde die globale Muskulatur mit Hilfe von elektromyographischen Studien untersucht. Hier zeigten sich bei Rückenpatienten zunehmende Muskelaktivitäten innerhalb der paravertebralen Muskulatur während maximaler Rumpfflexion, statischen Haltungen (z.B. Stand) und bei nicht den Rücken belastenden Positionen. All dies sind Wirbelsäulenhaltungen, wo bei Rückengesunden geringe Innervationen aufgezeichnet wurden (Triano u. Schultz 1987; Nouwen et al. 1987; Sihvonen et al 1991; Paquet et al. 1994; Kaigle et al. 1998; Healey et al. 2005). Andere Studien mit Rückenpatienten messen hingegen bei submaximal konzentrisch durchgeführten Muskeltätigkeiten (z.B. beim Wiederaufrichten aus flektierter Rumpfposition) reduzierte Aktivitäten innerhalb der paravertebralen Muskulatur. Dies sind Bewegungen, die bei Rückengesunden mit höheren muskulären Einsätzen verbunden sind (Nouwen et al. 1986; Lindgren et al. 1993; Sihvonen et al. 1991 u. 1997; Zedka et al. 1999; Mannion et al. 2000).

In einigen elektromyographischen Studien finden sich Belege für veränderte intermuskuläre Koordinationen. So reagieren Rückenpatienten auf die Wirbelsäule belastende Bewegungen mit zunehmender Kokontraktion zwischen eigentlich agonistisch und antagonistisch arbeitenden globalen Muskeln (Radebold et al. 2000; Van Dieen et al. 2003b; Silfes et al. 2005). Andere Studien messen bei Rückenpatienten reduzierte Muskelaktivitäten innerhalb der lokalen Muskulatur, dafür aber Hyperaktivitäten innerhalb der globalen Muskulatur (O´Sullivan 1997; Danneels et al. 2001; Ng et al. 2002; Silfies et al. 2005). Auch werden innerhalb des M. erector spinae bei Bewegungen, wie z.B. beim Gehen, reduzierte Innervationen bei agonistischen bzw. zunehmende Aktivitäten bei antagonistischen Muskelaktivitäten gemessen (Arendt-Nielsen et al. 1996; Graven-Nielsen et al 1997; Zedka et al. 1999).

Rückenschmerzen verändern das Timing innerhalb der abdominalen, lumbalen und pelvikalen Muskulatur. So zeigen sich bei Rückenpatienten zu frühe, verzögerte oder auch verlängerte Innervationen (Janda 1985; Hodges u. Richardson 1997; Vogt 2001; Hungerford et al. 2003; Moseley 2004), verlängerte Reaktionszeiten bei unerwarteten Rumpfbelastungen (Radebold et

al. 2000) oder auch Veränderungen innerhalb der Reihenfolge der zeitlichen Aktivierung (Janda 1985).

2.2.2.2 Dysfunktionen innerhalb der lokalen Muskulatur

Im Mittelpunkt des Forschungsinteresses stand in den letzten Jahren die Analyse von neuromuskulären Dysfunktionen innerhalb der lokalen Muskulatur. Insbesondere beim M. transversus abdominis und segmental beim M. multifidus konnten veränderte Innervationen bei Rückenpatienten durch Studien belegt werden.

Auf erste Hinweise, dass sich der M. multifidus spezifisch segmental bei Rückenschmerzen verändert, folgten unzählige weitere Studien. Sowohl bei Patienten mit unspezifischen Rückenschmerzen wie auch bei (operierten) Bandscheibenpatienten in akuten und chronischen Stadien wurden Atrophien des M. multifidus auf der Höhe und der Seite der Symptome bzw. des Schadens über Querschnittsflächenvergleiche diagnostiziert (Parkkola 1993**;** Hides et al. 1994 u. 1996; Kader et al. 2000, Barker et al. 2004; Hodges et al. 2006). Durch histochemische Untersuchungen konnten ebenfalls segmentale Veränderungen innerhalb des M. multifidus festgestellt werden (Matilla et al. 1986; Rantanen et al. 1993; Zhao et al. 2000; Yoshihara et al. 2003). Erste Veränderungen innerhalb des Muskelquerschnittes wurden schon 24 Stunden nach Beginn der ersten Symptome nachgewiesen (Hides et al. 1994). Als Ursache für sofort eintretende Muskelatrophien werden reflexgesteuerte Zusammenhänge zwischen Beschädigungen des Annulus fibrosus bzw. der Ligamente zu den Aktivitäten des M. multifidus vermutet (Indahl et al. 1995 u.1997; Solomonow et al. 1998). Mehrere Studien zeigen, dass die Veränderungen des Muskels bei den Muskelfaser-Typen unterschiedlich ausfallen und von der genauen Lokalisation der Pathologie abhängen (Mannion et al. 1997; Zhao et al. 2000; Hodges et al. 2006). So konnten Hodges et al. (2006) bei einer Studie mit Schweinen nachweisen, dass bei einer Beschädigung der Bandscheiben der M. multifidus segmental und ipsilateral sich fast unverzüglich atrophiert, während bei einer Nervenläsion der Muskelschwund nicht segmental beschränkt bleibt.

Es wird angenommen, dass veränderte segmentale Innervationen des M. multifidus reflektorisch bedingt sind und in der Akutphase zur Vermeidung von Schmerz auslösendem Stress sogar funktional seien. Anscheinend bleiben aber die anfänglich funktionellen Veränderungen auch nach dem Verschwinden der Symptome bestehen, der Muskel in seiner

neuromuskulären Koordination defizitär und die Atrophie erhalten. Diese anhaltenden Asymmetrien beim M. multifidus werden vielfach als ein großes Risiko für das Wiederauftreten von Rückenschmerzen angesehen (Hides et al. 1994 u. 1996; Richardson et al. 1999; Danneels et al. 2000).

Mehrere Studien konnten bei Rückenpatienten zeitliche Veränderungen bei den lokalen Muskelaktivitäten nachweisen. So wurden vor allem innerhalb des M. transverus abdominis defizitäre antizipatorische Innervationen festgestellt. Bei Probanden mit Schmerzen im Rücken wie im Iliosakralgelenk, aber auch bei solchen, die inzwischen wieder schmerzfrei waren, wurden verzögerte Aktivitäten beim M. transversus abdominis gemessen. Beim M. obliquus internus und M. multifidus fehlten ebenfalls, jedoch in Abhängigkeit der Bewegungsrichtung, diese antizipatorischen Innervationen (Hodges u. Richardson 1996, 1997 u. 1999; Hodges et al. 2001 u. 2004, Hungerford et al. 2003; Hodges u. Moseley 2004, Moseley et al. 2004). Die Studie von Moseley et al. (2004) untersucht explizit die laminären Fasern des M. multifidus bei Rückenpatienten. Hier wurden lediglich bei erwarteten Belastungen innerhalb der tief liegenden Muskelfasern zeitliche defizitäre Innervierungen nachgewiesen.

Gemessene tonische Aktivitäten des M. transversus abdominis und der tiefen Fasern des M. multifidus bei sich wiederholenden Rumpf- oder Gliedmaßenbewegungen sind bei künstlich zugefügtem bzw. erwartetem Schmerz reduziert und wechseln von biphasischer zu monophasischer Aktivität (Hodges et al 2001 u. 2004; Moseley et al. 2004). In der Studie von Ferreira et al. (2004) zeigten sich bei Rückenpatienten, bei denen die Schmerzen schon nachgelassen haben, geringere Aktivitäten des M. transversus abdominis bei niedrig dosierten isometrischen Beinübungen. Die Autoren vermuten, dass der tiefe Bauchmuskel bei Rückenpatienten im Vergleich zu Gesunden nicht nur eine geringere Aktivität aufweist, sondern vielmehr erst bei größeren Belastungen anspringt. Die Studie von Moseley et al. (2004) belegt, dass veränderte neuromuskuläre Innervationen innerhalb der lokal stabilisierenden Muskulatur, allein schon bei der Erwartung von Rückenschmerzen, auftreten.

Mehrere Studien vermuten einen Zusammenhang zwischen veränderter Afferenz durch die Muskelspindeln des M. multifidus und einem verschlechterten lumbalen Positionssinn bei den Rückenpatienten. Es wird angenommen, dass aufgrund des veränderten Muskelspindelinputs die Wahrnehmung der exakten Becken- und Rückeneinstellung bei den Patienten reduziert ist

(Parkhurst u. Burnett 1994; Callaghan 1998; Brumange et al. 1999 u. 2000; Dalichau u. Scheele 2000; O´Sullivan 2003). In der Studie von Danneels et al. (2002) zeigten die Patienten bei Übungen mit dem Ziel, eine physiologische Lordose aufrecht zu erhalten bzw. wieder herzustellen, speziell beim M. multifidus geringere Aktivitäten, während bei den globalen Mobilisationsmuskeln keine Unterschiede zwischen Patienten und Kontrollgruppe festgestellt wurden.
Auch beim M. transversus abdominis zeigten sich bei Rückenpatienten Veränderungen in der propriozeptiven Wahrnehmung. So scheinen sie die Fähigkeit zu verlieren, den innersten Bauchmuskel willkürlich isoliert von den übrigen Bauchmuskeln zu aktivieren (Richardson et al. 1999).

Innerhalb der lokalen Muskeln lassen sich also reflektorische segmentale Inhibitionen, abnehmende Kraft, Atrophien, Ausdauerfähigkeiten und veränderte Afferenzen belegen. Dies ist z.T. mit einem Verlust von antizipatorischen Innervationen, einem reduzierten Innervationsniveau, mangelhafter Rekrutierung oder auch veränderter intramuskulärer Koordinationen verbunden. Verschlechterte propriozeptive Wahrnehmungen von Muskelspannungen, Wirbelsäulenpositionen oder -bewegungen erklären ebenso die gemessenen reduzierten oder zeitlich veränderten Muskelaktivitäten. Folge hiervon ist der Verlust von vorbereitenden und adäquaten Reaktionen auf die die Wirbelsäule eintreffenden Störungen und Belastungen (Panjabi 1991 u. 1992a u. b; O`Sullivan 2000; Comerford u. Mottram 2001b; Danneels et al. 2001; Gibbons u. Comerford 2001b; Hodges u. Moseley 2003; van Dieen et al. 2003b; Hodges et al. 2004; Lee et al. 2006).

In der globalen Muskulatur wurden zum einen zunehmende Aktivitäten, Kokontraktionen von Agonisten und Antagonisten wie auch veränderte Synergistenverhältnisse gemessen. Zunehmende Aktivitäten bei Rückenpatienten wurden vor allem in Ruhepositionen, in neutralen, aber auch maximal flektierten Wirbelsäulenpositionen gemessen. Dies sind Wirbelsäulenhaltungen, wo die stabilisierenden Wirkungen der aktiven wie passiven Elemente der Wirbelsäule insbesondere bei beschädigten Segmenten gering sind, wodurch sich eine kritische Situation für die Segmente mit vergrößerten Bewegungen innerhalb der neutralen Zone bzw. auch des Gesamtbewegungsausmaßes (ROM) ergeben könnten. Zunehmende Innervationen könnten also eine Reaktion des zentralen Nervensystems sein, über eine Erhöhung der intervertebralen Stiffness den Stabilitätsverlust vor allem in diesen Wirbelsäulenpositionen auszugleichen (Panjabi 1992a u. b; Lavender et al. 1993; Cholewicki

et al. 1997 u. 1999; Kaigle et al. 1998; Granata u. Marras 2000; Gardner-Morse u. Stokes 2001; van Dieen et al. 2003b). Erhöhte Muskelaktivitäten bei Rückenpatienten lassen sich gleichfalls aber auch durch ein vorsichtigeres Bewegungsverhalten zur Schmerzvermeidung erklären (Freyer et al. 2004).

Abnehmende Innervationen werden vor allem durch einen Verlust an Kraft und Ausdauerkapazitäten erklärt. Es wird davon ausgegangen, dass die Rumpfmuskulatur bei Rückenpatienten sich an veränderte Verhaltensweisen (wie z.B. zunehmende Inaktivitäten) und Bewegungsverhalten anpasst (Cooper 1992; Danneels et al. 2001). Ebenfalls könnten reduzierte Aktivitäten vor allem innerhalb der lumbalen Muskulatur eine Reaktion des zentralen Nervensystems sein, Kompressionskräfte auf beschädigte Segmente zu reduzieren (Bogduk 2000).

Die bei Bewegungen gemessenen reduzierten Innervationen bei agonistischen und zunehmenden Innervationen bei antagonischer Muskeltätigkeit, werden durch das Schmerz-Adaptions-Modell nach Lund (et al. 1991) erklärt. Hier wird davon ausgegangen, dass das zentrale Nervensystem versucht, durch die veränderten Innervationsverhältnisse die Bewegungsgeschwindigkeiten und -ausmaße der Segmente zu verringern, um die Gelenke dadurch kurzfristig zu schonen.

Eindeutig ist, dass Rückenschmerzen und neuromuskuläre Dysfunktionen miteinander korrelieren. Veränderte neuromuskuläre Innervationen führen zu Schmerzen. Schmerzen wiederum beeinflussen auch die Muskelaktivitäten. Die Reaktionen innerhalb der aktiven wie neuralen Systeme sind jedoch vielfältig und zeichnen sich durch eine große intra- wie auch interindivduelle Variabilität aus. Neuromuskuläre Dysfunktionen sind sowohl in der lokalen wie in der globalen Muskulatur zu finden.

Unumstritten jedoch scheint, dass um eine ausreichende Stabilität zu gewährleisten und zu große Belastungen der Wirbelsäule zu vermeiden, alle Muskeln harmonisch zusammenarbeiten müssen. Ein Muskel mit insuffizienter Innervation reicht, um segmentale Dysfunktionen zu produzieren. Andauernde unzureichende muskuläre Stabilisierungen führen zu immer wiederkehrenden Rückenschmerzen oder können auf Dauer einen totalen Verlust der segmentalen Kontrolle zur Folge haben (Panjabi 1991 u. 1992; Hides et al. 1994 u. 1996; McGill et al. 1996 u. 2003; Richardson et al. 1999; Danneels et al. 2000 u. 2001; van Dieen et al. 2003; Freyer et al 2004).

2.2.3 Modell der Bewegungsdysfunktionen

In der vorangegangenen Analyse segmentaler Überbeweglichkeiten konnten klare Zusammenhänge zwischen dem Verlust segmentaler Stabilität und Dysfunktionen in den passiven, aktiven und neuralen Subsystemen nachgewiesen werden.
Als Ursachen für zunehmende segmentale Überbeweglichkeiten werden Traumen, Tumore, Infektionen wie degenerative Veränderungen genannt (Bogduk 2000). Degenerative Veränderungen bedingen sich durch zunehmendes Alter, aber auch durch einen Verlust an Bewegungsqualität. So ist unumstritten, dass tägliche oder immer wiederkehrende Über- und Fehlbelastungen, wie falsche Haltungsgewohnheiten oder übermäßige einseitige körperliche Beanspruchungen langfristig zu degenerativen Veränderungen führen und damit die stabilisierenden Subsysteme beeinflussen.

Comerford und Motram (et al. 2001) haben ein Modell entwickelt, welches das Abhängigkeitsverhältnis zwischen Bewegungssystem, Dysfunktionen in den passiven, aktiven und neuralen Subsystemen und Schmerzen genauer beschreibt. Dabei wird ein Zusammenhang zwischen lokaler und globaler Dysfunktion, Schmerz und Pathologie aus mechanischer Sicht dargestellt. Ausgangspunkt für die Entstehung von Dysfunktionen sind schlechtes Bewegungsverhalten und defizitäre Haltungsgewohnheiten. Diese führen zu Dysbalancen zwischen den globalen Stabilisatoren und Mobilisatoren. Dies bedingt spezifischen Stress und Belastung verschiedener Strukturen des Körpers, z.B. der Wirbelsäulensegmente. Bei Überbelastung können pathologische Veränderungen und Schmerzen folgen, welche wiederum die neuromuskulären Aktivitäten innerhalb der lokalen Stabilisatoren beeinflussen. Auf eine Beeinträchtigung der lokalen Stabilisatoren folgt der Verlust der angemessenen Reaktion der Stabilisatoren auf Belastung. Folge ist eine Reduzierung der segmentalen Stabilität und eine Erhöhung der Wiederverletzbarkeit. Dies führt zu fortschreitender Degeneration und zunehmenden muskulären Dysbalancen.

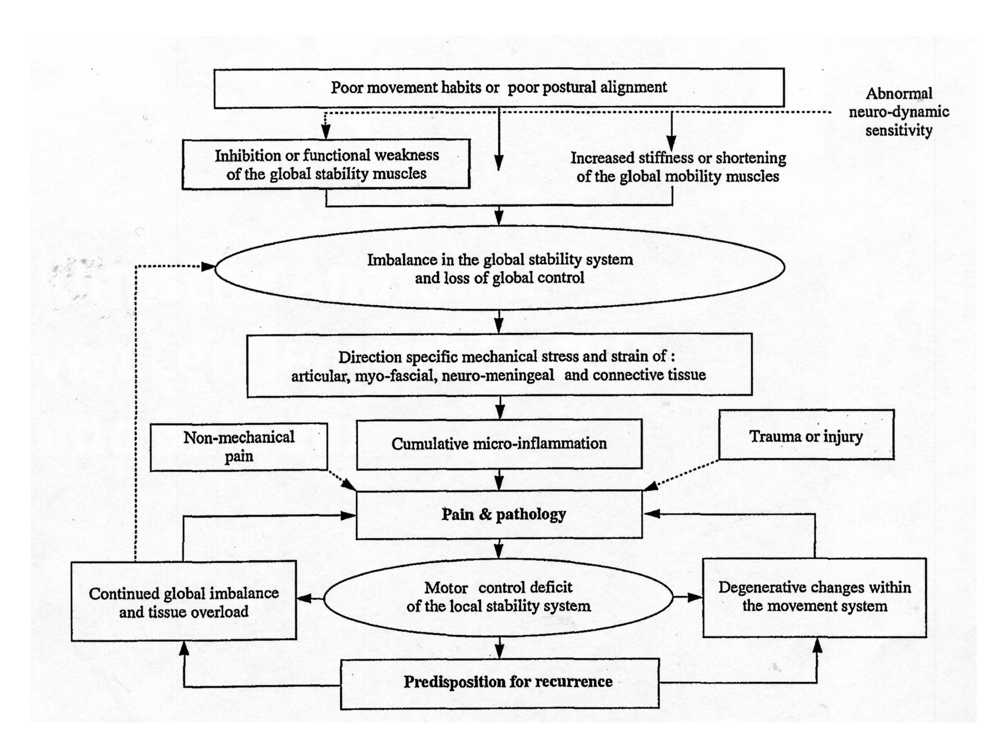


Abb. 14: Modell der Bewegungsdysbalancen (vgl. Comerford u. Mottram 2001, S. 23).

Dysfunktionen innerhalb der aktiven, passiven und neuralen Subsysteme werden also durch den Zustand des Bewegungssystems und der Bewegungsqualität beeinflusst bzw. beeinflussen dieselbe über Schmerzvermeidungsstrategien ebenfalls. Bei bestehenden Rückenproblematiken lässt sich letztendlich aber nicht klären, welche verminderten Bewegungsqualitäten ursächlich für Überlastungen der Subsysteme mit degenerativen Veränderungen und Rückenschmerzen verantwortlich sind und welche die Folgen von Dysfunktionen des Stabilisierungssystems sind.

Wie das obige Kapitel „Segmentale Stabilitätsverluste“ gezeigt hat, wurden in der Forschung die segmental stabilisierenden Komponenten bisher selten in der Dynamik von Alltagsbewegungen analysiert. Dies gilt auch für die Gehbewegung, obwohl dies die Alltagsbewegung schlechthin darstellt. Um diese Forschungslücke zu bearbeiten wird im Folgenden für ein besseres Verständnis der Gehbewegung eine anatomisch funktionelle Interpretation der die Wirbelsäule stabilisierenden und mobilisierenden Muskeln beim Gehen nach einem Modell von Larson (1998) vorgestellt. Anschließend werden die elektromyographischen Studienergebnisse ausgewählter globaler und lokaler Muskeln zusammengefasst. Weiter werden Studien, welche Rückenpatienten auf veränderte neuromuskuläre Aktivitäten wie Kinematiken beim Gehen analysieren, vorgestellt, um so mögliche typische Dysfunktionen in den Bewegungsqualitäten beim Gehen erkennbar zu machen.

2.3 Das Gehen

2.3.1 Funktionelle Betrachtung der stabilisierenden Muskeln beim Gehen

2.3.1.1 Einteilung in Muskelschlaufen

Beim Gehen sind die Bewegungen von Kopf, Rumpf und Becken die sekundären Folgen der Funktion der Beine. Die Muskulatur muss den durch wechselnde Ausrichtung von Stand- und Schwungbein entstehenden Verlust der bilateralen Stütze, wie die durch den Fersenaufsatz entstehenden Bodenreaktionskräftem auffangen (Perry 2003).

Im Folgenden wird für ein besseres funktionelles Verständnis die anatomisch funktionelle Interpretation der die Wirbelsäule stabilisierenden Muskeln beim Gehen nach Larson (1998) übernommen. Bei dieser Betrachtungsweise der Rumpf- und Beckenmuskulatur werden vier verschiedene Muskelverlaufsrichtungen unterschieden, wobei Muskeln mit derselben Faserverlaufsrichtung zu einer Muskelschlaufe zusammengefasst werden. Es werden funktionell zwei Geradsysteme mit vertikalem bzw. transversalem Verlauf von zwei entgegengesetzt verlaufenden Schrägsystemen getrennt (Larson 1998; Heel 2006a).

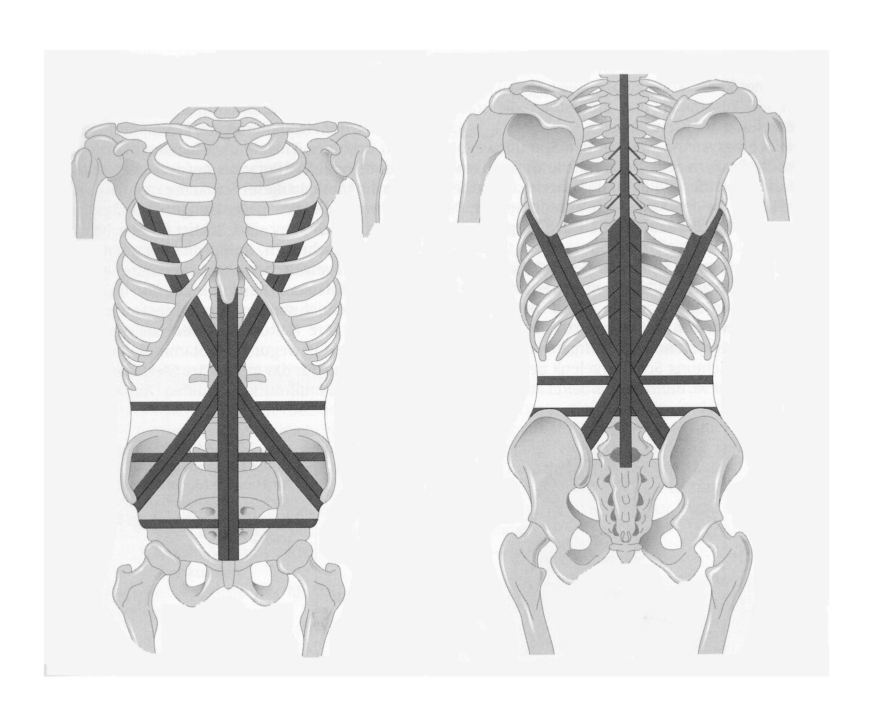


Abb. 15: Muskeln mit gemeinsamer Faserverlaufsrichtung bilden funktionelle Muskelschlaufen Es existieren 4 verschiedene Muskelschlaufen mit vertikaler, horizontaler und 2 schrägen Verlaufsrichtungen für die Vorder- bzw. Rückseite des Rumpfes (vgl. Heel 2006; S. 69).

Zu dem vertikal verlaufenden Geradsystem gehören u.a. der gerade Bauchmuskel, die äußere Schicht des M. quadratus lumborum, das Geradsystem der autochthonen Lendenmuskeln wie Mm. interspinales, Mm intertransversi und die äußere Beckenbodenschicht.
Zum transversal verlaufenden Geradsystem werden der M. transversus abdominis und die mittlere Beckenbodenschicht (Diaphragma urogenitale) gezählt.

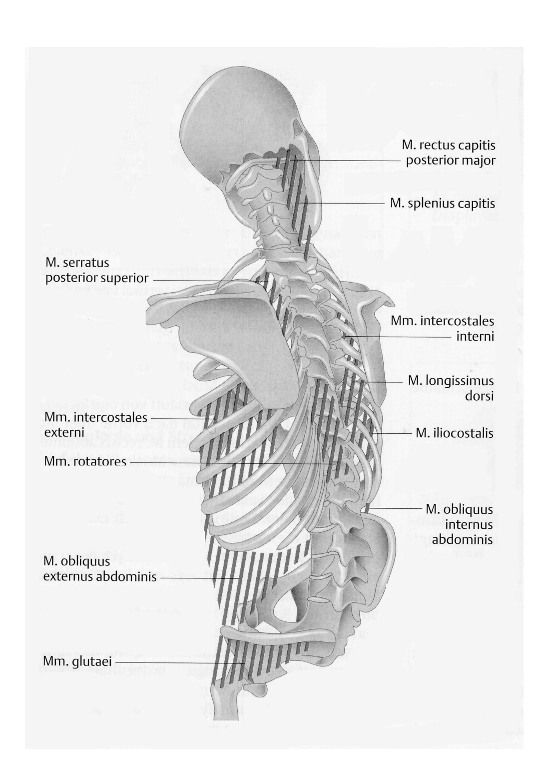


Abb. 16: Das abgebildete Schrägsystem ist während der Standbeinphase links konzentrisch aktiv (vgl. Heel 2006, S. 70).

Zu dem einen Schrägsystem gehören die Muskeln, die dorsal von links unten nach rechts oben und ventral von rechts oben nach links unten verlaufen. Zu dieser Muskelschlaufe zählen auf der linken Seite dorsal die Mm. glutaei, die mittlere schräg verlaufende Schicht des M. quadratus lumborum und der M. multifidus und auf der rechten Seite M. longissimus, M. iliocostalis und die innere Schicht des M. quadratus lumborum. Ventral zählen zu der Muskelschlaufe auf der rechten Seite der M. obliquus externus und auf der linken Seite der M. obliquus internus wie das Diaphragma pelvis. Die zweite schräg verlaufende Muskelschlaufe geht an der Rumpfrückseite von rechts unten nach links oben und an der Vorderseite von links oben nach rechts unten. Hierzu gehören die gleichen Muskeln kontralateral. Wenn die Muskeln der einen Muskelschlaufe auf der Rückenseite gemeinsam konzentrisch aktiv sind, so geben sie auf der Vorderseite exzentrisch nach. Bei der anderen Muskelschlaufe arbeiten die Muskeln entsprechend anders herum (Heel 2006a).

2.3.1.2 Vertikales Geradsystem

Die Aktivitäten des **M. rectus abdominis** wurden beim Gehen von mehreren Studien aufgezeichnet, jedoch fallen die Ergebnisse dieser elektromyographischen Messungen uneinheitlich aus (Thorstensson et al 1982; Winter 1993; Callaghan et al. 1999; Meurer 2001; White u. McNair 2002; Ivanenko et al. 2004; Saunders et al. 2004; Anders et a. 2007). So variiert der angegebene Zeitpunkt bzw. Zeitraum der phasischen Innervationen. Während einige Forscher vor allem zunehmende Spannung in den bipedalen Standphasen aufzeichnen (Meurer 2001; White u. McNair 2002, Saunders et al. 2004 u. 2005), misst Anders et al. (2007) phasische Innervationen zeitgleich mit dem ipsilateralen Fersenaufsatz wie in den Schwungphasen und Winter (1993) wie Ivanenko et al. (2004) ausschließlich in den Schwungphasen. Bei anderen Studien hingegen werden keine bzw. neben den phasischen Innervierungen auch anhaltende Kontraktionen mit geringer Intensität gemessen (White u. McNair 2002; Perry 2003; Anders et al. 2007). Die uneinheitlichen, fehlenden bzw. geringen Aktivitäten des M. rectus abdominis beim Gehen zeigen, dass der Muskel keinen eindeutigen Einfluss auf die Becken- und Wirbelsäulenbewegungen nimmt. Bei größeren Geschwindigkeiten steigen jedoch die Amplituden wie die Dauer der Aktivitäten dieses Muskels an, was auf dessen zunehmende funktionelle Bedeutung für die Ausbalancierung und Kontrolle des Beckens bzw. des Oberkörpers hinweist (Winter 1991; Saunders et al. 2005). So ist vor allem bei der Standphase die Hilfe des M. rectus abdominis für eine anatomisch funktionelle Beckenaufrichtung erforderlich (Heel 2006a).

Die anderen Muskeln des Geradsystems - die äußere Schicht des M. quadratus lumborum, das Geradsystem der autochthonen Lendenmuskeln und die äußere Beckenbodenschicht - sind während des Gehens noch nicht elektromyographisch untersucht worden. Heel (2006a) vermutet eine agonistische bzw. antagonistische Zusammenarbeit dieser Muskeln bei der Beckenaufrichtung.

2.3.1.3 Horizontales Geradsystem

Die elektromyographischen Aktivitäten des **M. transversus abdominis** beim Gehen wurden lediglich in den Studien von Saunders et al. (2004 u. 2005) aufgezeichnet. Die Ergebnisse zeigen beim innersten Bauchmuskel tonische Innervationen mit phasischen Aktivitäten zum Zeitpunkt der Fersenaufsätze. Das Ausmaß der Aktivität ist abhängig von der Geschwindigkeit. Das Aktivitätsniveau dieses Muskels ist beim langsamen Gehen sehr gering und beträgt etwa 2% des MVC-Wertes (Maximum Voluntary Contraction), jedoch steigen die

Amplituden fast linear mit zunehmender Geschwindigkeit an. So werden beim Rennen durchschnittlich an die 12% MVC gemessen (Saunders et al. 2005).
Ein interessantes Ergebnis zeigt sich bei der Untersuchung der zeitlichen phasischen Innervation. Hier wird beim Gehen eine Tendenz des M. transversus abdominis festgestellt, geringfügig früher aktiv zu sein als die anderen Rumpfmuskeln. So werden maximale Aktivitäten des Muskels bei 0% bzw. 55% aufgezeichnet, jedoch beim M. obliquus internus bei 10% bzw. 60% des Gangzyklus. So scheint der Muskel also auch beim Gehen antizipatorisch aktiv zu sein.
Die Ergebnisse dieser beiden Studien lassen also vermuten, dass der M. transversus abdominis auch beim Gehen einen entscheidenden Beitrag für die Stabilisierung der Wirbelsäulensegmente und der Beckenbewegungen leistet.

Die **Beckenbodenmuskeln** sind bis dato aufgrund der Schwierigkeit der Ableitbarkeit noch nicht beim Gehen abgeleitet worden. Es existieren lediglich Analysen der gesamten Beckenbodeninnervationen prozentual zum MVC-Wert beim beidbeinigen und einbeinigen Stand. Insbesondere beim Einbeinstand zeigt sich der Beckenboden als die mit Abstand prozentual aktivste Muskelgruppe im Vergleich zu allen anderen Bauchmuskeln und zum M. multifidus (Schulte-Frey 2007). Daraus kann sicherlich eine ebenfalls hohe muskuläre Aktivierung des Beckenbodens beim Gehen abgeleitet werden.
Anatomisch-biomechanische Analysen des Beckenbodens existieren jedoch (Larsen 2000; Heel 2006a). So schreibt Larsen (2000) den von der Symphyse zum Steiß verlaufenden Faserzügen (M. pubococcygeus) eine besondere Bedeutung bei der Gehbewegung zu. Durch Kontraktion während der beginnenden Standphase wird über Zug am Steißbein das Sakrum tendenziell aufgerichtet, was eine Beckenaufrichtung zur Folge hat. Bei den transversal verlaufenden Muskelfasern hingegen bewirkt die einseitige Kontraktion eine Bewegung des Sitzbeinhöckers zur Körpermitte hin, wodurch das ISG stabilisiert wird. Neben Stabilisierung und Aufrichtung bewirkt der Beckenboden ebenso eine exzentrische Stoßdämpfung der Beckenorgane wie zunehmende Kontinenz (Larsen 2000; Müller 2005; Heel 2006a).

2.3.1.4 Schrägsysteme

Die Innervationen des lumbalen **M. erector spinae** (lumbaler Anteil des M. longissimus, M. iliocostalis und M. multifiuds) beim Gehen sind vergleichsweise häufig untersucht worden (Thorstensson et al. 1982; Dofferhof u. Vink 1985; Murray et al. 1985; Vink u. Karssemeijer 1988; Winter 1993; Arendt-Nielsen et al. 1995; Soderberg 1997; Callaghan et al. 1999; Vogt

2001;White u. McNair 2002; Perry 2003; Lamoth et al. 2004; Saunders et al. 2004 u. 2005; Anders et al. 2005 u. 2007). Die Muskeln wurden auf unterschiedlichen lumbalen segmentalen Ebenen (L1-L5/S1) abgeleitet. Bei allen Rückenmuskeln jeglicher Levels wurden biphasische Aktivitäten gemessen. Einige messen bei den mehr lateral liegenden Anteilen des M. erector spinae eine deutliche Spitze im Aktivierungsniveau zum Zeitpunkt des kontralateralen Fußkontaktes (Thorstensson et al. 1982; Meurer 2001; Perry 2003; Anders et al. 2007). Perry (2001) stellt hingegen für den M. multifidus beim ipsilateralen Bodenkontakt größere Muskelaktivitäten als beim kontralateralen fest. Callaghan et al. (1999) finden keine Unterschiede im Ausmaß der maximalen Aktivitäten zwischen den lateralen und medialen Anteilen der lumbalen Muskulatur, sondern eher Differenzen zwischen den mehr caudal bzw. cranial liegenden Muskelfasern. Andere zeichnen in ihren Messungen weder Unterschiede in der Höhe der beiden Maxima noch zwischen den einzelnen muskulären Anteilen des M. erector spinae bzw. im Vergleich zum M. multifidus auf (Vink u. Karssemeijer 1988; Winter 1993; Saunders et al. 2004 u. 2005).
Die Angaben für die genauen zeitlichen Eingliederungen der Peaks in den Gangzyklus variieren ein wenig zwischen den Studien. Die beschriebenen Innervationsmaxima liegen in einem Zeitraum von kurz vor dem Fersenaufsatz (Doffershofer u. Vink 1985) bis zum Zeitpunkt des Zehenabhebens (Callaghan et al. 1999). Überwiegend wird jedoch bei den lumbalen Muskeln von einer phasischen Aktivität kurz vor dem Fersenaufsatz bis zum Zehenlösen berichtet.

In einer Studie von White u. McNair (2002) ergaben sich bzgl. des Innervationsverlaufes bei allen Probanden ähnliche phasische Innervierungen beim M. erector spinae. Mit Hilfe einer Clusteranalyse konnten jedoch die Probanden in 3 Gruppen mit jeweils unterschiedlich hohem Aktivierungsniveau in Bezug zum prozentualen Anteil des Maximalkraftwertes eingeteilt werden. Bei der kleinsten Gruppe wurden maximale Aktivitäten bis zu 47% MVC gemessen, bei den anderen beiden hingegen nur 25% bzw. 8% des MVC- Wertes. Saunders et al. (2005) misst beim lateralen Trakt des M. erector spinae keine eindeutigen Auswirkungen von Geschwindigkeitsveränderungen auf die Amplitudengröße. Beim M. multifidus hingegen werden mit zunehmenden Tempi fast linear ansteigende Innervationsausmaße von an die 3% MVC beim langsamen Gehen, bis 8% beim Rennen gemessen.

Der Zeitpunkt der größten bilateralen Innervation beim Fersenaufsatz wird durch die Aufgabe des M. erector spinae, die beim Gehen entstehende Vorwärtsverlagerung des Oberkörpers zu

stabilisieren, erklärt. Gemeinsam bewirken die Muskeln in diesem Zeitraum des Gangzyklus eine posteriore Sagittalrotation der Wirbelkörper, wodurch sich die Lendenlordose verstärkt und einer zunehmenden Sagittalflexion des Rumpfes entgegen gewirkt werden kann (Dofferhof u. Vink 1984; Winter u. Yack 1987; Vink u. Karssemeijer 1988; Callaghan et al. 1999; Thorstensson et al. 1999). Diese sagittale Stabilisierungsfunktion wird in der Literatur allgemein als eine der Hauptfunktionen des M. erector spinae einschließlich des M. multifidus angesehen (Thorstensson 1982; Dofferhof u. Vink 1985; Vink u. Karssemeijer 1988; Perry 2003).

Die berichteten unterschiedlichen Funktionen des oberflächigen und der tief gelegenen Anteile des M. multifidus bei verschiedenen statischen wie dynamischen Belastungen lassen sich für die Gehbewegung nicht bestätigen. Lediglich die beiden Studien, die von Saunders et al. (2004 u. 2005) existieren, untersuchen die Innervationen der verschiedenen Anteile dieses Muskels beim Gehen. Bei den mit Drahtelektroden gemessenen Kontraktionen der laminären Muskelfasern ergaben sich fast die gleichen biphasichen Aktivitäten wie bei den mit Oberflächen-Elektroden abgeleiteten Fasern.

Die segmental stabilisierende, antagonistische Wirkungsweise des M. multifidus zur rotatorischen Komponente des M. obliquus internus wird in der Gangliteratur nur vereinzelt erwähnt (Perry 2003, Heel 2006a). Auch wird nur vereinzelt darauf hingewiesen, dass der M. erector spinae, um die gegensätzlichen Rumpf- und Beckenbewegungen auszugleichen, auf den ipsl- bzw. kontrallateralen Seiten unterschiedlich konzentrisch bzw. exzentrisch arbeitet (Shiavi 1987; Heel 2002; Perry 2003). Ein Unterschied zum lateralen Trakt des M. erector spinae ergibt sich unter Einbeziehung der beiden schrägen Muskelschlaufen bei einer genauen Betrachtung der Kontraktionsrichtung. Während der M. multifidus bei der Belastungsantwort ipsilateral exzentrisch und kontralateral konzentrisch aktiv ist, arbeitet der laterale Trakt des M. erector spinae ipsilateral konzentrisch und kontralateral exzentrisch (Heel 2006a).

Vor allem Heel (2006a) beschreibt die Bewegungen des Beckens und der Lendenwirbelsäule in Zusammenhang mit den muskulären Aktivitäten. So wird danach mit der Beckenbewegung, bei der das Hüftbein nach hinten-unten-außen wandert, eine konzentrische Aktivität innerhalb des Schrägsystems des Rückens auf der Standbeinseite eingeleitet. Der M. multifidus dreht dabei die Querfortsätze der Lendenwirbel in Richtung der Beckenrotation. Dies bedeutet ein gleichzeitig exzentrisches Nachgeben der schrägen Rückenmuskeln auf der

Schwungbeinseite, wodurch eine kontrollierte Bewegung der Segmente gewährleistet wird und die Wirbelkörper vor zu viel Rotation geschützt werden. Ventral muss der M. obliquus internus auf der Standbeinseite für die Beckenbewegung nach hinten – unten – außen exzentrisch nachlassen. Auf der Schwungbeinseite jedoch hilft der Muskel konzentrisch mit. So ergibt sich ein ständiger Wechsel von konzentrischer zu exzentrischer Aktivität von Schritt zu Schritt zwischen M. multifidus und M. obliquus bzw. zwischen den beiden schräg verlaufenden Muskelschlaufen.

Die angegebenen Innervationsverläufe von **M. obliquus externus und M. obliquus internus** sind wie beim geraden Bauchmuskel in der Literatur nicht einheitlich.
Beim **M. obliquus internus** ergeben sich bei einigen Studien die größten Innervationen in der kontralateralen Schwungphase (White u. McNair 2002; Anders et al. 2007) bzw. in der beginnenden ipsilateralen Standphase (Callaghan et al. 1999). Eine weitere phasische Aktivität wird in einem Zeitraum der ipsilateralen mittleren bis terminalen Standphase (White u. McNair 2002) bis zum Bodenkontakt des kontralateralen Fußes (Waters u. Morris 1972; Callaghan et al. 1999; Anders et al. 2007) gemessen. Saunders et al. (2004) zeichnen zunehmende Aktivitäten jeweils in den bilateralen Standphasen auf.
Die Ergebnisse mehrerer Studien zeigen jedoch, dass beim M. obliquus internus phasische Innervationsmuster nicht bei allen Probanden vorkommen (Waters u. Morris 1972; White u. McNair 2002; Saunders et al. 2004). So konnten Saunders et al. (2004) beim sehr langsamen Gehen für den M. obliquus internus ein sehr geringes und tonisches Innervationsniveau mit einem bzw. mehreren phasischen Aktivitäten nachweisen. Die Studie von White u. McNair (2002) zeigt, dass das Innervationsniveau innerhalb des Muskels zwischen den Gehenden sehr unterschiedlich ausfällt. Während beim M. obliquus internus ein kleinerer Anteil der Probanden an die 17,5% des Maximalkraftwertes beim Gehen erreicht, liegt das Innervationsniveau bei den Meisten auf einem Level zwischen 2,5% und 7,5% bedeutend niedriger. Mit zunehmender Geh- bzw. Laufgeschwindigkeit steigt der Aktivitätslevel fast linear an (Saunders et al. 2005).

Die Formulierung eines klaren Zusammenhangs zwischen der neuromuskulären Aktivität der schrägen Bauchmuskeln und den lumbo-pelvikalen Bewegungen ist wie beim M. rectus abdominis vor allem bei langsamer Geschwindigkeit schwierig. (Mann et al. 1986; Callaghan et al 1999; Saunders et al. 2004). Zunehmende phasische Aktivitäten und Amplituden bei steigenden Geschwindigkeiten zeigen, dass die Bedeutung der schrägen Bauchmuskeln für die

kinematischen Becken- und Rumpfbewegungen beim schnelleren Gehen zunimmt. (Thorstensson et al. 1982; Saunders et al. 2005).
Beim Gehen wurden überwiegend phasische Kontraktionen während der zweiten Hälfte der kontralateralen Schwungphase bis zur bilateralen Standphase aufgezeichnet. Dies stimmt während des Gangzyklus zeitlich mit dem Vorbringen des kontralateralen Beckens überein, welches dem Schwungbein folgt (Perry 2003).
Entsprechend der Zugehörigkeit zu den Muskelschlaufen arbeitet der M. obliquus internus beim Gehen abwechselnd konzentrisch bzw. exzentrisch. So hilft der innere schräge Bauchmuskel mit konzentrischer Aktivität, das Becken der Schwungseite nach vorne- oben-innen zu führen, was aber ein gleichzeitiges exzentrisches Nachlassen bei dem mehr außen liegenden schrägen abdominalen Bauchmuskel bedeutet. Der M. obliquus internus wirkt in Zusammenarbeit mit dem M. gluteus medius bei der Beckenbewegung bzw. mit dem M. obliquus externus bei der Rumpfdrehung beim Gehen mit (Heel 2002).

Der **M. gluteus medius** ist der größte und stärkste Hüftabduktionsmuskel, wobei die vorderen Fasern zusätzlich noch flektorisch und die hinteren Fasern extensorisch im Hüftgelenk wirken können. Seine größte Bedeutung hat der Muskel zusammen mit den anderen Hüftabduktionsmuskeln M. gluteus minimus und M. tensor fascie latae für die Beckenstabilisierung beim Gehen. Sie verhindern das Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite und gewährleisten durch die Ausbalancierung eine gerade Haltung (Appell u. Stang-Voss 1990; Kapandji 1997; Kendall et al. 1998). Elektromyographische Aktivitäten des M. gluteus medius beim Gehen wurden bei zahlreichen Studien gemessen. Für die Vorstellung von bisher gewonnenen Forschungsergebnissen wurden die Studien ausgewählt, die neben der Messung dieses Beckenmuskels gleichzeitig auch Rumpfmuskeln mit abgeleitet haben (Shiavi 1987; Winter u. Yack 1987; Kadaba et al. 1989; Winter 1991 u.1993; Soderberg 1997; Meurer 2001; Perry 2003; Ivanenko et al. 2004; Cappellini et al. 2006).
Ansteigende ipsilaterale Aktivitäten zum Ende der terminalen Schwungphase erreichen in der beginnenden monopedalen Standphase ihren Höhepunkt, wobei bei normaler Gehgeschwindigkeit das Kontraktionsniveau maximal 30-35% des MVC-Wertes erreicht (Perry 2003). Anschließend flauen die Aktivitäten bis zum Ende der mittleren Standphase wieder ab (Shiavi 1987; Winter u. Yack 1987; Winter 1991 u.1993; Soderberg 1997; Meurer 2001; Perry 2003; Ivanenko et al. 2004). Während dieses Zeitraumes des Gangzyklus hilft der Muskel zusammen mit den posterioren Fasern des M. tensor fascia latae, dem M. gluteus

minimus und den oberen Fasern des M. gluteus maximus bei dem kontrollierten Nachgeben des Beckens mit und stabilisiert bis in die mittlere Standphase exzentrisch die frontale Beckenbewegung. Anschließend stabilisiert der Muskel isometrisch das Becken (Winter 1991; Kapandji 1992; Meurer 2001; Götz-Neumann 2003). In der terminalen Standphase lastet zwar das gesamte Körpergewicht auf einem Bein, jedoch wird durch eine laterale Körperschwerpunktverschiebung das Adduktionsdrehmoment verringert und weniger Abduktionskraft benötigt. Insofern reichen zu diesem Zeitraum des Gangzyklus alleine die Aktivitäten des M. tensor fascie latae für die Beckenstabilisierung aus (Götz-Neumann 2003).

Aufgrund der niedrigen Aktivitäten der Rumpfmuskulatur wird der Einfluss lumbaler und abdominaler Muskeln auf das Becken vergleichsweise gering eingeschätzt. Jedoch scheinen die Hüftmuskeln über die Beckenbewegung die abdominalen und lumbalen Muskelaktivitäten zu beeinflussen. So beschreibt Heel (2002) eine weitere funktionelle Wirkung der gesamten M. glutaei. Indem diese das Hüftbein auf der Standbeinseite nach hinten-unten-außen ziehen, werden die muskulären Aktivitäten innerhalb des Schrägsystems des Rumpfes, also der anderen globalen Stabilisationsmuskeln, ausgelöst.

2.3.2 Das Gangverhalten von Rückenpatienten

2.3.2.1 Veränderungen im Bewegungssystem

Das Gehen steht aufgrund seiner besonderen Bedeutung innerhalb der Alltagsbewegungen im Mittelpunkt vieler kinematischer Studien. Im Gegensatz jedoch zu den unteren Extremitäten, wo die Bewegungsabläufe sehr häufig erforscht wurden, sind die Arbeiten, die die kinematischen Bewegungen von Hüfte, Becken- und Lendenwirbelsäule beim Gehen von Gesunden analysieren, recht übersichtlich (Thursten u. Harris 1983, Kadaba et al. 1989; Krebs et al. 1992; Crosbie et a. 1997a; Benedetti et al.1998; Syczewska et al. 1999; Frigo et al. 2003; Rice et al. 2004). Einige Studien widmen sich der Erforschung des Einflusses von Geschwindigkeit (Cappozzo 1981; Thorstensson et al. 1984, Stokes et al. 1989; Van Emmerik u. Wagenaar 1996; Crosbie et al. 1997b; Dalichau et al. 1998; Callaghan et al. 1999; Feipel et al. 2001; Nymark et al. 2005, Saunders et al. 2005) wie von Steigung auf das Gehen (Dalichau et al. 1998; Vogt u. Banzer 1998, Leroux et al. 2002; McIntosh et al 2006).

Erst in den letzten 10 bis 15 Jahren wurde der Einfluss von Rückenschmerzen auf das Gehen selbst studiert. So wurde sowohl das Gangverhalten von akuten (Taylor et al. 2003 und 2004),

gerade aus der Schmerzphase herauskommenden (Rowe u. White 1996; Taylor et al. 2003 und 2004) wie von chronischen Rückenpatienten untersucht (Keefe u. Hill 1985; Khodadadeh et al. 1988; Arendt-Nielson et al. 1995; Selles et al. 2001; Vogt et al. 2000, 2001 u. 2003; Lamoth et al. 2002, 2004, 2006a u. 2006b).

Allen Studien gemeinsames Ergebnis ist, dass Rückenpatienten ein langsameres Gehtempo als angenehm empfinden bzw. bei freier Wahl langsamer gehen. Je größer die Rückenschmerzen ausfallen, desto kürzer werden die Schrittlängen und die Schwungphasenzeiträume und die Standbeinphasen länger (Keefe u. Hill 1985; Khodadadeh et al. 1988; Lamoth et al. 1999 u. 2002; Taylor et al. 1999; Vogt 2001; Selles et al. 2001, Al-Obaidi 2003). Eine weitere Korrelation besteht bei den Rückenpatienten zwischen verkürzten Schrittlängen und reduzierter Beweglichkeit in der sagittalen Hüftbewegung (Vogt et al. 2000, 2001 u. 2003).

Lediglich vereinzelte aber keine generellen Unterschiede ergeben sich in den Studien, die die Bewegungsamplituden des Beckens, der lumbalen Wirbelsäule und des Thorax untersuchen (Vogt et al. 2000, 2001 u. 2003; Lamoth et al. 2002; Taylor et al. 2004). Auch bei einer Analyse der zeitlichen Bewegungsverläufe von Becken und Thorax (T12) können keine spezifischen Unterschiede festgestellt werden (Vogt et al. 2000 u. 2001). Bei einem Vergleich der intraindividuellen Variabilität zwischen den einzelnen Schritten zeigen sich jedoch in den Becken- und LWS- Bewegungen weniger konstante Bewegungsbilder bei den Patienten (Vogt et al. 2000 u. 2001).

Andere Studien untersuchen die relativen Bewegungen zwischen Becken und Thorax. Beim normalen langsameren Gang existiert in der transversalen Ebene eine synchrone, gleichgerichtete Becken-Thorax Bewegung, auch als In-phase Koordination bezeichnet. Bei steigender Geschwindigkeit (ungefähr ab 3,8 km/h) bewegen sich Becken und Thorax zunehmend gegenläufig (Out-phase Koordination), wobei die Bewegungen immer harmonischer werden (van Emmerik u. Wagenaar 1996; Lamoth et al. 2002). Bei Rückenpatienten findet dieser Wechsel von In-phase zur Out-phase Koordination erst bei größeren Geschwindigkeiten oder gar nicht statt (Selles et al. 2001; Lamoth et al. 2002). Weiterhin haben Rückenpatienten Schwierigkeiten, auf Störungen, wie z.B. unerwartete Geschwindigkeitswechsel, angemessen zu reagieren (Lamoth et al 2006a). Insgesamt verändern sich also weniger die Bewegungsausmaße, sondern mehr die Bewegungsqualität, wobei die Rückenpatienten ein starreres Bewegungsverhalten bei der Becken- Thorax Koordination als Rückengesunde aufweisen.

Andere Studien untersuchen den Einfluss von Schmerzen bzw. Schmerzerwartungen oder auch den Einfluss von Ängsten vor Schmerzen bzw. vor Körperbehinderungen auf das

kinematische Gangverhalten innerhalb dieser Region (Moe-Nilssen et al. 1999; Al-Obaidi et al. 2003; Lamoth et al. 2004b). Neben dem oben genannten Zusammenhang, dass Schmerzen kinematische Parameter wie die Gehgeschwindigkeit beeinflussen, werden ebenfalls zunehmend langsamere Beschleunigungen innerhalb lumbaler Bewegungen des unteren Rückens bei ansteigenden Schmerzen nachgewiesen (Moe-Nilssen et al. 1999). Aber nicht nur die Schmerzen selbst, sondern auch die Erwartung von Schmerzen, schmerzbedingte Angst und das Gefühl von Behinderung auf Gangparameter beeinflussen signifikant das Gangbild. Psychologische Faktoren verändern also das Gehen in Bezug auf Gehgeschwindigkeit und Schrittlängen genauso wie der Schmerz selbst, jedoch haben sie keinen Einfluss auf die relativen Becken-Thorax Koordinationen (Al-Obaidi et al. 2003; Lamoth et al. 2004).
Insgesamt lässt sich somit aber bei den Rückenpatienten ein verändertes Bewegungssystem mit abnehmenden Bewegungsqualitäten feststellen.

2.3.2.2 Veränderungen bei den neuromuskulären Aktivitäten

Das Gehen bietet im Vergleich zu anderen Alltagsbewegungen aufgrund der sich wiederholenden zyklischen Bewegungsfolgen die Möglichkeit, Rückenpatienten auf typische neuromuskuläre Veränderungen zu untersuchen.
Mehrere Studien untersuchen auch den Einfluss von Rückenschmerzen auf die intra- und intermuskulären Koordinationen globaler Muskeln. Künstlich indizierte Schmerzen wie auch chronische Beschwerden, die sich auf die Gehbewegung auswirken, führen zu einer Beeinträchtigung der Aktivitäten des M. erector spinae beim Gehen. Bei Rückenbeschwerden wurden erhöhte Aktivitäten innerhalb der Schwungphasen gemessen. Das sind Phasen, die sich normalerweise durch ein nur sehr geringes Kontraktionsniveau auszeichnen (Arendt-Nielsen et al. 1995; Lamoth et al 2004, 2006b). Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Lamoth et al. (2004 u. 2006b) wurden bei Arendt-Nielsen et al. (1995) bei akuter Problematik zusätzlich abnehmende Aktivitäten während der bipedalen Standphase auf der betroffenen Seite gemessen.
Chronische Rückenpatienten zeigten reduzierte Anpassungsfähigkeiten bei der Reaktion auf unerwartete Geschwindigkeitswechsel. Bei den abgeleiteten Innervationsverläufen des M. erector spinae wurden zunehmende intra- und interindividuelle Variabilitäten in Form von Phasenverschiebungen, zusätzlichen Frequenzen und verlängerten Aktivitäten zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes gemessen (Lamoth et al. 2006 a u. b). Vogt et al. (2000, 2003, 2004) vergleicht die elektromyographischen Aktivitäten des lumbalen M. erector spinae und zweier Hüftextensionsmuskel von chronischen Rückenpatienten mit Rückengesunden beim Gehen.

In diesen Studien zeigten sich auf der schmerzhaften Seite verfrühte Aktivitäten dieser Muskeln bei den Patienten. Weiterhin waren die Hüftmuskeln M. biceps femoris und M. gluteus maximus für einen längeren Zeitraum bei den Patienten aktiv. Es wurden jedoch weder Veränderungen bei den Aktivitäten innerhalb der Schwungphasen noch bei den zeitlichen Innervationsverläufen mit fallenden bzw. steigenden Aktivitäten gemessen.
Die Angst vor Schmerzen führt zu anderen neuromuskulären Reaktionen als der Schmerz selbst. Innerhalb des M. erector spinae wurden abnehmende Amplituden während der bipedalen Standphase, aber keine Veränderungen in den Schwungphasen aufgezeichnet (Lamoth et al. 2006 a, b). Insgesamt zeigen sich bei Rückenbeschwerden also verschiedene neuromuskuläre Veränderungen des M. erector spinae beim Gehen. Interpretiert wird dies als eine funktionelle Anpassung zur Stabilisierung und Vermeidung von Schmerzen (Vogt et al. 2003).

Die Aktivitäten der segmental stabilisierenden Muskeln bei gehenden Rückenpatienten sind bisher nur sehr selten erforscht worden. So wurden einmalig bisher die die Aktivitäten des M. transversus beim Gehen abgeleitet. Hier wurden bei Rückenpatienten im Gegensatz zu Gesunden mehr phasische Innervationen innerhalb dieses Muskels gemessen (Saunders et al.2007). Die Studie von Anders et al. (2005) untersucht den Einfluss von akuten Rückenschmerzen auf die Aktivitäten des M. multifidus und der abdominalen Rumpfmuskulatur beim Gehen. Es zeigte sich hier, dass bei Probanden, die durch eine künstlich hergestellte Belastungssituation akute Rückenschmerzen bekamen, im Vergleich zu beschwerdefreien Probanden vermehrt abweichende Innervationsverläufe auftraten. Obwohl hiervon insbesondere der M. obliquus internus betroffen war, zeigten sich insgesamt keine von den Deviationen typisch betroffenen Muskeln. Als ebenfalls interessantes Studienergebnis ist zu werten, dass bei den Probanden, bei denen der Rückenschmerz durch die Belastung provoziert werden konnte, auch schon vor dem Auftreten der Beschwerden Abweichungen von den als normal definierten Innervationsverläufen festgestellt wurden.

Innerhalb des kinematischen und elektromyographischen Gangverhaltens von Rückenpatienten lassen sich also Veränderungen belegen, wobei die Forschungsergebnisse vor allem bei den segmentalen Bewegungen und den Innervationen der lokalen Muskulatur als spärlich bezeichnet werden müssen. Die Forschungsdefizite lassen sich z.T. durch fehlende oder auch sehr aufwendige technische Möglichkeiten, diese zu messen bzw. abzuleiten, erklären. Trotzdem zeigen die Ergebnisse, dass bei Rückenpatienten typische

Dysfunktionen innerhalb der drei stabilisierenden Subsysteme wie auch im Bewegungssystem existieren, wobei vor allem der Schmerz das akute Bewegungsverhalten beeinflusst. Abgeleitet aus dem bisher zusammengefassten Forschungsstand muss als nächstes analysiert werden, inwieweit bisherige Therapien diese Dysfunktionen innerhalb des segmentalen Stabilisierungssystems und des Bewegungsverhaltens von rückenspezifischen Therapien überhaupt berücksichtigt haben und wenn ja, inwieweit sich diese als beeinflussbar gezeigt haben.

2.4 Segmentales Stabilisationstraining

Für Rückenpatienten existieren unzählige, unterschiedliche Therapieangebote. Zahlreiche Berufsgruppen wie z.B. Ärzte, Physiotherapeuten, Sporttherapeuten und Psychotherapeuten bieten unterschiedliche, z.T. auch konkurrierende Therapien an, wobei auch innerhalb einzelner Berufsfelder extrem divergierende Ansätze bestehen.

Die Bewertung der Effektivitäten von Therapieangeboten ist problematisch. Studien, die die Effizienz von Behandlungen untersucht haben, sind zum einen eher selten und zum anderen halten sie häufig wissenschaftstheoretischen Kriterien nicht stand (European Guidelines for the management of chronic non-specific low back pain 2004; Hildebrandt et al. 2005; Maher et al. 2005). Die „Cochrane Collaboration“ ist ein internationales Netzwerk von Wissenschaftlern und Ärzten, die sich zur Aufgabe gemacht haben, eine wissenschaftlich fundierte Informationsgrundlage zu erstellen, um den aktuellen Stand klinischer Forschung objektiv beurteilbar zu machen. Über die Erstellung, Aktualisierung und Verbreitung systematischer Übersichtsarbeiten (Reviews), welche u.a. in der „Chochrane Library“ zu finden sind, werden die Bewertungen von Therapien allgemein zugänglich gemacht (Luomajoki 2002; Tulder et al. 2002; Maher et al. 2005; www.cochrane.de). Vorgestellt werden von dieser Cochrane Collaboration lediglich Therapien, deren Wirksamkeiten durch statische Verfahren nachgewiesen wurden. Die Anwendung dieser als wirksam evaluierten Therapien wird als evidenzbasierte Medizin bezeichnet.

So werden z.B. in einer systematischen Übersichtsarbeit von Tulder u. Koes. (2001) die Effektivitäten bestimmter nicht operativer Behandlungsformen bei chronischen Rückenpatienten anhand wissenschaftlicher Untersuchungen folgendermaßen eingeschätzt.

Tab. 2: Effectiveness of non surgical intervenstions for chronic low-back pain (vgl. Tulder u. Koes 2001, S. 104).

Beneficial *(moderateto strong evidence in favour)*	Exercise therapy, behavioural therapy, multidisciplinary treatment programs
Likely to be beneficial *(limited evidence in favour)*	Analgesics, back schools in occupational settings, massage, NSAIDs
Unknown effectiveness *(evidence is either conflicting or no published studies were found)*	Acupuncture, antidepressants, bed rest, epidural steroid injections, electrical muscle stimulation, lumbar supports, muscle relaxants, spinal manipulation, TENS, Ttigger point injections, thermal therapy, ultrasound
Unlikely to beneficial *(evidence suggests the treatmentis not effective)*	EMG biofeedback, facet joint injections, traction

Physiotherapeutische Übungen vor allem in Kombination mit Weichteiltechniken, manualtherapeutischen und physikalischen Anwendungen zählen zu den wohl am häufigsten angewandten Therapien bei Rückenschmerzen (Luomajoki 2002). Insgesamt belegen mehrere Reviews die Effektivität von physiotherapeutischen Übungen in Bezug auf den Schmerzgrad sowie auf den funktionellen Status der Patienten (Luomajoki 2002; Taylor et al. 2002; European Guidelines for the management of chronic non-specific low back pain 2004; Hayden et al. 2005). Generellen Übungsprogrammen, welche sowohl Dehnungs- wie Kräftigungsübungen beinhalten, werden in mehreren Übersichtsarbeiten positive Wirkungen in Bezug auf die Schmerzentwicklung zugeschrieben (European Guidelines for the management of chronic non-specific low back pain 2004; Hayden et al. 2005; Moffett u. McLean 2006). Der Sinn therapeutischer Übungen in der Akutphase wird jedoch umstritten eingeschätzt (Hayden et al 2005). Traditionelle passive Maßnahmen scheinen bei Rückenschmerzen eher die Entwicklung chronischer invalidisierender Rückenschmerzen zu begünstigen (Spring 1997). Unumstritten scheint zu sein, dass Bewegung per se und dies durch regelmäßige oder länger währende Anwendungen bei Rückenschmerzen hilft (Luomajoiki 2002). Obwohl physiotherapeutischen Behandlungen im Vergleich zu anderen Therapien also positive Effekte zugeschrieben werden, existiert keine eindeutige Evidenz für eine bestimmte Therapie- oder Übungsauswahl (European Guidelines for the management of chronic non-specific low back pain 2004). Vereinzelte Studien weisen sogar die gleiche

Effektivität von allgemeinen Aerobicübungen im Vergleich zu speziellen physiotherapeutischen Übungen nach (Mannion et al. 1999).

In den letzten Jahren sind zahlreiche Studien erschienen, die die Effektivität von Therapien speziell zur Verbesserung der segmentalen Stabilität untersuchen. Gemeinsam ist diesen Therapien zur segmentalen Stabilisierung, dass den Patienten eine aktive Rolle beim Training zugeteilt und versucht wird, über das Training insbesondere der lokalen Muskulatur die segmentale Stiffness zu erhöhen. Die Beurteilung der Effektivitäten dieser Behandlungsformen erfolgt überwiegend über die allgemein übliche Überprüfung von z.B. Faktoren wie Schmerz, funktioneller Status der Patienten und Dauer von Arbeitsunfähigkeiten. Wenigstens teilweise wird aber auch der Trainingseffekt auf die Muskulatur selber über Muskelmasse, Muskelfaserzusammensetzung, Kraft, Ausdauer und auch über Veränderungen innerhalb der intra- und intermuskulären Koordinationen analysiert. Andere Studien hingegen untersuchen den Einfluss der Behandlungen auf Flexibilitäten bzw. Dehnfähigkeit der Muskulatur, auf propriozeptive Wahrnehmung, posturale Balance bzw. Gewohnheiten.

Das Studium der lokalen Muskeln ist jedoch sehr kompliziert. So ist die Beurteilung der Kraft bzw. des Ausdauerverhaltens und der Muskellängen der lokalen Muskeln aufgrund ihrer geringen Größe, ihrer Verläufe und Lage nicht isoliert möglich. Auch müssen für eine genaue Untersuchung des elektromyographischen Verhaltens die tief liegenden Muskeln invasiv abgeleitet werden, was zu studieninternen Problemen führt. Es bleibt weiterhin häufig unklar, ab welchem Grad Unterschiede klinisch signifikant sind und im welchem Rahmen etwas normal bzw. ab wann etwas unnormal ist in Bezug auf Kraft, Flexibilität, Innervationsverhalten und Bewegungsmustern. Die Beurteilung der Langzeiteffekte durch Therapien anhand von Schmerzentwicklungen können ebenfalls nicht als vollkommen unkritisch eingeschätzt werden, da diese neben den Therapieinhalten auch durch Patientenmotivation, Anstrengung und Zufriedenheit mit dem Programm beeinflusst werden (Barr et al. 2005).

Im Folgenden werden die verschiedenen Therapienformen zur segmentalen Stabilisation und der Nachweis ihrer Effektivitäten vorgestellt (segmentale Stabilisationsübungen, spezielle Krafttrainingsangebote, allgemeine Stabilisationsübungen und neuromuskuläres Koordinationstraining).

Die **segmentalen Stabilisationsübungen** sind maßgeblich von dem australischen Forschungsteam der *Spinal Pain and Muscle Research Unit* der Universität Queensland bestimmt worden (u.a. Hamilton 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999). Dieser Ansatz wurde im Laufe der Jahre von der australischen Gruppe wie von zahlreichen anderen Therapeuten und Forschern aufgegriffen, ergänzt und weiter untersucht (u.a. O´Sullivan 1997, Lewit 1999; Jull u. Richardson 2000; Comerford u. Mottram 2001).

Ziel dieser Therapien ist es, die optimale Koordination der lokal stabilisierenden Muskeln zu trainieren, wodurch über eine Verkleinerung der neutralen Zone das Wirbelsäulensegment stabilisiert werden soll. Hierdurch sollen zum einen effiziente segmentale Bewegungen mit ausreichender Stabilität verbunden und eventuellen Instabilitäten und Schäden vorgebeugt bzw. entgegengewirkt werden (Hamilton 1997; O´Sullivan 1997; Richardson et al. 1999; Frenske et al. 2007). Kennzeichnend für dieses spezifische Muskeltraining ist das isolierte und bewusste Ansteuern der lokalen Muskeln in Unabhängigkeit von den Aktivitäten der globalen Muskeln. Vor allem M. transversus abdominis und M. multifidus werden in Kokontraktionen isometrisch, mit vielen Wiederholungen auf einem geringen Niveau der Muskelspannung aktiviert. Durch die geringe Belastung sollen vor allem die langsamen motorischen Einheiten rekrutiert werden. Verbessert werden sollen mehr die intra- und die intermuskuläre Koordinationen innerhalb dieser Muskeln als deren absoluten Kraftwerte.
Bei der M. multifidus Reaktivierung erfolgt die Konzentration auf das betroffene Wirbelsäulensegment. Die synergistische Aktivität des Beckenbodens und des Zwerchfells soll sowohl bei der Verbesserung der segmentalen Stabilität als auch bei der Faszilisation der Aktivierung des M. transversus abdominis und des M. multifidus mithelfen. Die Übungen werden nur bei absoluter Schmerzfreiheit durchgeführt. Die Ausgangsposition ist frei wählbar, zumeist wird aber im Vierfüßlerstand, in Bauch- oder Rückenlage trainiert. Da die isolierte Ansteuerung der lokalen Muskeln unbedingte Vorraussetzung für den Therapieerfolg ist -beim M. multifidus muss diese segmental erfolgen können- werden für die Überprüfung einige Hilfsmittel benötigt. Neben Beobachtung und Palpation durch die Physiotherapeuten können aufwendige Verfahren wie Drahtelektroden und Ultraschallbilder sowie therapeutenfreundlichere Anwendungen wie Pressure- oder EMG- Biofeedbacks helfen.
Nach der Rehabilitation der lokalen Muskulatur erfolgt eine allgemeine Stabilisierung, zu der auch das Auftrainieren der globalen Muskeln gehört. Erst in der Endphase wird die Aktivierung der lokal stabilisierenden Muskeln in funktionelle Aktivitäten und

Sporttätigkeiten integriert (Norris 1995e; Hamilton 1997; Hides et al. 1997; Lewit 1999; Richardson 1999; Jull u. Richardson 2000).

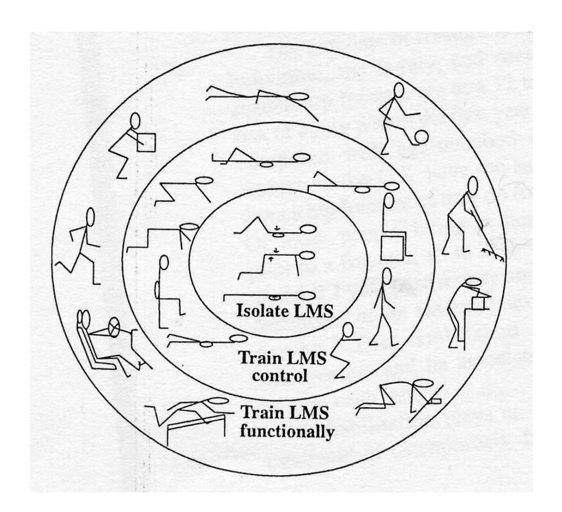


Abb. 17: Die Rehabilitation der aktiven Wirbelsäulenstabilität. Erst wenn die normale Funktion des lokalen Muskelsystems sichergestellt ist, geht die Behandlung über zur allgemeineren Stabilisierung, was auch das Trainieren des globalen Muskelsystems einschließt. In der Endphase wird die Stabilität in funktionelle Aktivitäten und Sportfähigkeiten integriert (vgl. Hamilton 1997, S. 620).

Insgesamt untersuchen mehrere Studien den Erfolg von segmentalen Stabilisationsübungen vor allem anhand von Schmerzen, den subjektiven Empfindungen von funktionellen Beeinträchtigungen, den Arbeits- und Erwerbsunfähigkeiten und den physischen Verbesserungen. Im Vergleich zu keinen oder unspezifischen Behandlungen zeigen sich vor allem bei chronischen Problematiken durch die segmentalen Stabilisationsübungen größere Effekte bei der Reduzierung von Schmerzen und funktionelle Einschränkungen, hingegen sind diesbezüglich keine größeren Unterschiede zu den Ergebnissen von manuellen Therapien oder konventionellen Therapieprogrammen nachweisbar. Jedoch scheint diese Therapieform im Vergleich zu anderen Behandlungen länger anhaltende Effekte und bessere Wiedererkrankungsraten zu erzielen (Hides et al. 1996 u. 2001; O´Sullivan et al. 1997; Luoajoki 2002; Kladny et al. 2003*;* Rasmussen-Barr et al. 2003; Cairns et al 2006; Ferreira et al. 2006 u. 2007; Goldby et al. 2006; Kasai 2006; Maher et al 2006; May u. Johnson 2008). So konnte Hides et al. (2001) z.B. nachweisen, dass im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit einer Wiedererkrankungsrate von 75% nach 2-3 Jahren bei der Gruppe mit segmentalen Stabilisationsübungen hingegen nur 35% über das erneute Auftreten von Beschwerden klagte.

Der Erfolg von segmentalen Stabilisationsübungen auf die Muskelkontrolle und –größe der lokalen Stabilisationsmuskeln konnte ebenfalls in einigen Studien belegt werden. So ließ sich nachweisen, dass sich segmental der hypotrophierte M. multifidus auftrainieren lässt (Hides et

al. 1996). Neuere Studien untersuchen, in wieweit das isolierte M. transversus abdominis Training überhaupt Veränderungen bei der motorischen Kontrolle bewirkt. Dabei konnte belegt werden, dass durch die Übungen sich zum einen der Zeitpunkt der phasischen Aktivität im innersten Bauchmuskel bei Extremitätenbewegungen nach vorne verschiebt und somit eine defizitäre antizipatorische Innervation zu mindestens unter den hier untersuchten Messbedingen sich beheben lässt. Desweiteren wurde eine geringere Innervationsvariabilität beim Gehen gemessen. Hierdurch konnte erstmals nachgewiesen werden, dass über isoliertes Training von vereinzelten Muskeln die motorische Kontrolle bei nicht geübten Alltagsbewegungen beeinflusst werden kann (Tsao u. Hodges 2005 u. 2007).

Andere Studien jedoch zweifeln die Effektivität dieser segmentalen Stabilisationsübungen in Bezug auf eine Zunahme der lumbalen Stabilität an. So konnte in mechanischen Studien nachgewiesen werden, dass die lumbale Stabilität sich signifikant mehr durch Bauchatmungstechniken vergrößert, die durch die Kokontraktion aller Bauchmuskeln erfolgt, als durch die isolierte M. transversus Aktivität (Vera-Garcia et al. 2003; Grenier u.McGill 2007; Stanton u. Kawchuk 2008). In diesen Studien wird das isolierte Training des M. transversus abdominis nur in sofern als sinnvoll eingeschätzt, als der Muskel einen Teil des Bauchmuskelgürtels darstellt, der insgesamt ein motorisches Training bei Rückenpatienten benötigt. In der Studie von Grenier und McGill (2007) wird sogar generell die Möglichkeit einer isolierten Aktivierung des M. transversus abdominis angezweifelt. Koumantakis et al. (2005) vergleicht die Effektivität von allgemeinen Rumpfmuskelausdauerübungen mit und ohne spezifischen Stabilisationsübungen. Nach einem 8-wöchigen Programm wurden bei der Testung von Kraft und Ermüdungserscheinungen innerhalb des M. erector spinae und M. multifidus keine grundlegenden unterschiedlichen Therapieergebnisse gemessen, weswegen die Autoren an dem Sinn von segmentalen Stabilisationsübungen zweifeln. Auch in der Studie von Danneels et al. (2001) wird die Wirkungsweise von statischen Stabilisationsübungen angezweifelt. Hier wurde der Einfluss von drei verschiedenen Trainingswegen auf die paravertebralen Muskelgrößen gemessen, wobei lediglich durch Krafttrainingsübungen Muskelzuwächse erzielt wurden. Hier wird vermutet, dass die segmentalen Stabilisationsübungen nicht genügend Trainingsreize für den Zuwachs von Typ 2 Muskelfasern bieten.

Als weitere Therapieform zur segmentalen Stabilisation existieren spezielle **Krafttrainingskonzepte**, die versuchen, die bei Rückenpatienten nachgewiesenen Defizite in

Kraft, Ausdauer oder auch Atrophien bestimmter Muskelfasern innerhalb lokal wie global stabilisierender Muskulatur auszugleichen. Das Training erfolgt über Übungen, bei denen ausgewählte Muskeln vor allem über konzentrische und exzentrische Bewegungen, aber auch über statische Ausführungen entsprechend der anatomischen Muskelverläufe gegen Widerstände auftrainiert werden. Dabei sollen möglichst spezifisch bestimmte Muskeln oder auch Muskelgruppen wie z.B. Rumpfflexoren oder auch –extensoren trainiert werden. Typisch für diese Trainingsmethoden ist, dass entsprechend den Therapiezielen spezifische Empfehlungen über die Anzahl von Wiederholungen und Trainingssätze wie Größe der Widerstände existieren. Diese Krafttrainingskonzepte erfolgen vor allem mit der Hilfe von Trainingsgeräten mit variablen Widerständen. Dabei variiert der Widerstand während der durchgeführten Bewegung proportional zum jeweiligen Kraftniveau, welches abhängig von der jeweiligen Gelenkstellung ist. Als Beispiel mögen hier gesundheitsorientierte Krafttrainingskonzepte wie Kieser Training, MedX Training oder auch das FPZ-Training genannt werden (Pollock et al. 1989; Denner 1998; Goebel et al. 2005, www. kieser-training.com). Der Werbeslogan von Kieser Training (www. kieser-training.com) „Ein starker Rücken kennt keine Schmerzen“ verdeutlicht den Ansatz der Behandlungsstrategie eindrucksvoll.

Durch Studien konnte die Effektivität durch Kraftzuwächse oder Vergrößerung der Muskelquerschnitte der Lumbalmuskulatur nachgewiesen werden (Denner 1998; Danneels et al. 2001; Choi et al. 2005; Huber 2008). Krafttraining, insbesondere sogar hochdosiertes, führt signifikant zu einer Reduzierung von Schmerzen, zur Verbesserung von funktionell empfundenen Behinderungen und der allgemeinen Physis (Denner 1998; Arokoski et al 1999; Choi et al. 2005; Goebel et al. 2005; Kasai 2006; Slace u. Keating 2006). Bei Bandscheibenpatienten mit erfolgter lumbaler Disektomie wurde durch ein isoliertes Krafttraining der lumbalen Extensoren sowohl eine bessere Schmerzreduzierung als auch eine frühere Arbeitsfähigkeit im Vergleich zu einer Kontrollgruppe bewirkt (Choi et al. 2005). Aktuelle Übersichtsarbeiten weisen nach, dass die Wirkung von Rumpfkrafttraining sowohl im Vergleich zu manualtherapeutischen Interventionen nach McKenzie, zu unspezifischen Aerobicübungen, aber auch zu segmentalen Stabilisationsübungen ähnlich in Bezug auf die Schmerzentwicklung ist, jedoch die Ergebnisse hinsichtlich der Langzeiteffekte und der Wiedererkrankungsrate im Vergleich zu den segmentalen Stabilisationsübungen negativer ausfallen (Kasai 2006; Slace u. Keating 2006). Aus der Sicht der evidenzbasierten Medizin konnte ebenfalls nicht nachgewiesen werden, dass durch isolierte Extensionsübungen sich

signifikante Verbesserungen der Beschwerdebilder ergeben (Luomajoki 2002). Insgesamt fällt das Krafttraining aber vor allem bei einem Vergleich der Kosten-Nutzen-Analyse positiv aus (Huber 2008).

Weiterhin existieren sogenannte **Stabilisationsübungen**, welche die Stabilität der Wirbelsäule über das Training von intra- und intermuskulären Koordinationen und von physiologischeren Wirbelsäulenhaltungen verbessern wollen. Das Ziel ist, dass die Muskulatur entsprechend der aktuellen die Wirbelsäule belastenden Situation angepasst reagiert und dadurch eine ausreichende Stabilität der Wirbelsäule gewährleistet wird. Dafür werden gleichzeitig lokale wie globale Muskeln trainiert. Unnötige Belastungen der Wirbelsäule durch Kokontraktionen der Rumpfmuskulatur entstandende zu große Kompressionskräfte sollen vermieden werden. Durch die Umsetzung von Stabilisationsübungen soll ein Transfer angepasster intermuskulärer Koordination in den Alltag erfolgen und durch zunehmende Muskelkraft die Wirbelsäule entlastet werden (Arokoski 1999 u. 2001; Gottlob 2001; Kavcic et al. 2004). Die Auswahl an Übungsmöglichkeiten ist riesig. Es werden Boden- oder auch Pezziballübungen durchgeführt wie z.B. Seitenstütz, Brücke oder auch Vierfüßlerstand oder auch mit Hilfe von Trainingsgeräten trainiert. Es erfolgen aber auch z.T. dynamische Übungen z.B., auf dem Trampolin. Die Übungen können gegen den Widerstand der Therapeuten, gegen die Schwerkraft oder gegen Gewichte erfolgen. Der genaue Inhalt und die Intensität dieser Behandlungen werden durch die individuelle Auswahl durch den Therapeuten bestimmt. Dies erschwert die Vergleichbarkeit der Therapieeffekte. Die Einschätzung der Wirksamkeit kann nur für eine speziell definierte Therapieform getestet werden (Moffett u. McLean 2006).

Schließlich existieren noch Therapieansätze, die weder isoliert noch in Kokontraktion mit den Synergisten die Muskeln auftrainieren wollen, sondern ein **neuromuskuläres Koordinationstraining** durchführen. Hier werden mit Hilfe der Stimulationen von Propriozeptoren Muskelketten in ihren Bewegungsfunktionen geübt und auftrainiert. Dabei sollen nicht nur die defizitären intra- und intermuskulären Koordinationen der tiefer liegenden Muskulatur, sondern über die Bahnung physiologischer Bewegungsabläufe auch die der oberflächigen stabilisierenden Muskeln trainiert werden. Dies erfolgt durch neurophysiologische Therapieformen wie PNF, Bobath und Vojta, aber auch sogenannte Körper- und Bewegungstherapien wie Pilates, Spiraldynamik, Girotonics, Yoga und Tai Chi, deren Schwerpunkte auf Körperwahrnehmung, Bewegungskonzentration und –koordination

wie der Rumpfstabilisierung liegen (Heubl 2003; Hansen 2006; Heel et al. 2006a). Vor allem Pilatesübungen zeichnen sich beim Trainieren durch die Konzentration auf die Stabilisierung des Körperschwerpunktes aus. Dabei sollen über die Aktivitäten des M. transversus abdominins und des M. multifidus eine Zentrierung und Stabilisierung des unteren Rumpfes erfolgen, um so fließende und dynamische Extremitätenbewegungen zu ermöglichen (Hubert u. Weber 2001; Hanson 2006).

Insgesamt existieren jedoch nur wenige Beurteilungen innerhalb relevanter Cochrane Reviews über die Effektivitäten dieser Therapien in Bezug auf die segmentale Stabilität. Bisher wurden vor allem die Auswirkungen von Pilates Übungen untersucht, wobei ein aktueller Review positive Effekte in Bezug auf reduzierte Schmerzen und Verbesserungen bzgl. funktioneller Beeinträchtigungen durch die Behandlung zeigt (La Touche et al 2008). Eine Studie von Kofotolis und Kellis (2006) kann die positiven Wirkungen von PNF- Übungen auf Schmerzentwicklung und funktionelle Beeinträchtigungen, auf die lumbale Wirbelsäulenbeweglichkeit wie spinale Muskelausdauer im Vergleich zu einer Kontrollgruppe nachweisen. Die Effektivität von spiraldynamisch geprägten Therapien in Bezug auf Rückenschmerzen ist bisher noch nicht wissenschaftlich untersucht worden.

Die vorgestellten Therapieansätze zur Steigerung der segmentalen Stabilisation sind also sehr vielfältig und Therapieevaluationen zeigen keine eindeutigen Ergebnisse bzgl. einer herausragenden Wirksamkeit einer aktiven Therapieform. Die segmentalen Stabilisationsübungen arbeiten sehr gezielt an den Schwächen der lokalen Muskeln. Im Vergleich zu anderen Therapiemaßnahmen besitzt dieses Konzept größere Erfolge bei der Senkung der Rezidivwerte. Auch konnten segmentale Defizite beim M. multifidus ausgeglichen werden. Jedoch lassen die bisherigen Forschungsergebnisse nicht erkennen, ob durch das isolierte Training die segmentale Stabilität sich wirklich erhöht und ob sich langfristig veränderte neuromuskuläre Aktivitäten auch bei Alltagsbewegungen zeigen. Hier besteht sicherlich noch Forschungsbedarf.

Andere Forschungsarbeiten weisen auf eine größere Effektivität von Übungen hin, bei denen die intermuskulären Koordinationen zwischen den lokalen und globalen Muskeln geübt werden. Dabei soll auf einem eher moderaten Level an Kokontraktionen trainiert werden, um zu große Kompressionskräfte zu vermeiden (Kavcic et al. 2004; Wagner et al. 2005, Grenier u. McGill 2007; Vera-Garcia et al. 2007; Stanton u. Kawchuk 2008). Dies erfolgt eher bei

allgemeinen, niedrig dosierten sport- und physiotherapeutischen Stabilisations- und den neuromuskulären Koordinationsübungen. Hier sind jedoch die wissenschaftlichen Erkenntnisse bzgl. deren Effektivität auf segmental stabilisierende Komponenten noch sehr gering.

Wie dieses Kapitel gezeigt hat, sind die Ursachen und Folgen von Rückenschmerzen vielfältig. Es gibt sowohl Dysfunktionen innerhalb der drei stabilisierenden Subsysteme wie im Bewegungssystem. Diese Dysfunktionen scheinen individuell verschieden auszufallen. Im Sinne der Patienten, der Ärzte, der Therapeuten und der Krankenkassen müssen Ursachen und Folgen von Rückenschmerzen, aber auch die genauen Effekte von verschiedenen Therapien genauer untersucht werden. Krafttraining, segmentale und allgemeine Stabilisations- oder auch neuromuskuläre Koordinationsübungen scheinen sich positiv bei chronischen Rückenpatienten in Bezug auf die Schmerzentwicklung auszuwirken. Die in der Arbeit von Koumantakis et al. (2005) formulierte Vermutung, dass allein die Durchführung von physiotherapeutischen Übungen für die Verbesserungen bei Patienten entscheidend ist und nicht unbedingt die Übungsformen selber, muss jedoch kritisch hinterfragt werden, denn dies würde eine Beliebigkeit der Therapiewahl bedeuten. Diese Annahme beruht jedoch lediglich auf einem relativ kurzfristigen Vergleich der Schmerzen und der funktionellen Beeinträchtigungen der Patienten. Studien, die neben der Schmerzentwicklung jedoch die genauen Effekte von verschiedenen Therapien auf die intermuskulären Koordinationen und auf das Bewegungsverhalten im Alltag untersuchen und damit Einfluss nehmen wollen auf die Komponenten des segmentalen Stabilisierungssystems, sind eher selten.

2.5 Zusammenfassung und persönliche Schlussfolgerung

1. Segmentales Stabilisierungssystem

- Ein allgemein in der Forschung anerkanntes Konzept zur segmentalen Stabilisierung wurde von Panjabi entworfen. Panjabi (1990; 1992a u. b; et al. 1994) unterteilt das physiologische Bewegungsausmaß innerhalb der intervertebralen Mobilitäten in eine neutrale und eine elastistische Zone, die sich durch unterschiedliche interne Widerstände kennzeichnen. Die Größe dieser Zonen wird über das segmentale Stabilisierungssystem beeinflusst, welches aus dem passiven, dem aktiven und dem neuralen System besteht. Diese drei Systeme sind stark miteinander verflochten, können funktionell nicht unabhängig voneinander betrachtet werden und nur ein koordiniertes Zusammenarbeiten dieser Systeme gewährleistet ausreichende Stabilität.
- Die passiven Komponenten des Stabilisierungssystems wie Wirbelkörper, kleine Wirbelgelenke und Bandscheiben stabilisieren die Segmente vor allem bei endgradigen Bewegungen durch zunehmende Widerstände innerhalb der elastischen Zone.
- Die Koordination der Muskeltätigkeiten erfolgt über das neurale System (zentrales Nervensystem), welches dafür Sorge tragen muss, dass bei allen Belastungen die Wirbelsäule über angemessene Muskelaktivitäten stabilisiert wird. Hier besitzt das Nervensystem zahlreiche intra- und interindividuell verschiedene Stabilisierungsstrategien, bei denen sogar einzelne Fasern eines Muskels unterschiedliche funktionelle Bedeutung erlangen können.
- Entsprechend ihrer Funktion bzw. Merkmale können drei Gruppen von Muskelklassen unterschieden werden. In einem Modell von Comerford und Motram (2001) werden Rumpf- und Beckenmuskeln in lokale bzw. globale Stabilisations- und globale Mobilisationsmuskeln unterteilt. Die lokalen Stabilisationsmuskeln beeinflussen die Größe der neutralen Zone und wirken damit vor allem in mittleren Bewegungsbereichen segmental stabilisierend. In dem Modell wie in der übrigen Forschungsliteratur werden insbesondere dem M. transversus abdominis und dem M. multifidus (laminäre Fasern) herausragende stabilisierende Eigenschaften zugeschrieben. Insgesamt jedoch zeigen die Forschungsergebnisse noch sehr unterschiedliche Einschätzungen der genauen funktionellen Bedeutung vereinzelter Muskeln und Muskelfasern, bzw. auch verschiedenste Stabilisierungsstrategien durch die Muskeln. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass nicht ein Muskel alleinig

segmental stabilisierend wirkt, sondern dass das Funktionieren der intra- und intermuskulären Koordination in Abhängigkeit von der auf die Wirbelsäule einwirkenden Belastung entscheidend ist. Diese Wirkungsweise ist jedoch vor allem bei funktionellen Alltagsbewegungen noch recht unerforscht.

2. Segmentale Stabilitätsverluste

- Zu große Belastungen der Wirbelsäule können das segmentale Stabilisierungssystem beschädigen. Dysfunktionen des passiven Systems sind ursächlich in Beschädigungen von passiv stabilisierenden Strukturen durch Traumen, Tumore, Infektionen, Spondylolisthesen oder auch degenerativen Veränderungen begründet. Dysfunktionen innerhalb der aktiven wie neuralen Subsysteme werden durch schlechtes Bewegungsverhalten, defizitäre Haltungsgewohnheiten, Schmerzen und reflektorische segmentale Inhibitionen verursacht. Dysfunktionen innerhalb der einzelnen Subsysteme beeinflussen wiederum die anderen Komponenten des Stabilisierungssystems wie auch das Bewegungssystem. Aufgrund dieser Interaktionen lässt sich kaum festellen, welche Veränderungen primäre Ursache für die Dysfunktionen bzw. kurzfristige oder langfristige sekundäre Folgen hiervon sind. Kurzfristige Adaptionserscheinungen innerhalb der Muskulatur können jedoch auch funktionell sein, wenn durch veränderte neuromuskuläre Strategien (veränderte intermuskuläre Koordinationen, zunehmende oder abnehmende Aktivitäten) segmentale Stabilisierungsdefizite der Rückenpatienten ausgeglichen bzw. passive Subsysteme geschont werden.
- Dysfunktionen innerhalb des passiven Systemes sind zahlreich erforscht worden, wobei diese Studien sich meistens durch einen radiologischen, biomechanischen oder klinischen Ansatz kennzeichnen.
- Für Dysfunktionen innerhalb der neuralen und akiven Subsystme finden sich bei chronischen Rückenpatienten zahlreiche Belege mit veränderten intra- und intermuskulären Koordinationen innerhalb der Stabilisations- und Mobilisationsmuskeln. Es wird davon ausgegangen, dass ein defizitärer Muskel reicht, um das Segment zu destabilisieren. Veränderungen innerhalb der neuromuskulären Koordinationen wie innerhalb der Bewegungs- und Verhaltensweisen (z.B. Schmerzvermeidungsstrategien, Vermeidung von Belastungssituationen) führen langfristig zu abnehmender Kraft, Ausdauer und Atrophien innerhalb der lokalen und globalen Muskeln wie auch zu myofascialen Verkürzungen. Trotz großer

interindividueller Unterschiede scheinen typische Dysfunktionen bei chronischen Rückenpatienten zu existieren. So reagieren Rückenpatienten z.B. in Situationen, wo ein Stabilitätsverlust droht, mit vermehrter Kokontraktion zwischen Agonisten und Antagonisten oder vermehrten muskulären Aktivitäten von global liegenden Synergisten. Hier wird angenommen, dass dies eine Reaktion des Nervensystems ist, lokale Muskelschwächen auszugleichen. Weiterhin finden sich auffallende Veränderungen innerhalb der Innervationen der lokalen Muskeln, wobei insbesondere die fehlenden antizipatorischen Aktivitäten des M. transversus abdominis und segmentale Veränderungen beim M. multifidus große Bedeutung für den segmentalen Stabilitätsverlust zugesprochen werden. Die durch die Problematik verursachten Veränderungen von Muskelspindelafferenzen scheinen zu eingeschränkten propriozeptiven Wahrnehmungen zu führen, was das Bewegungs- und Positionsgefühl für Becken und Lendenwirbelsäulenstellungen beeinträchtigt.

- Nach dem Konzept von Panjabi können Dysfunktionen innerhalb der drei Subsysteme von dem segmentalen Stabilisierungssystem behoben werden oder aber auch zu segmentalen Stabilitätsverlusten führen,
    - was sowohl eine Vergrößerung des Gesamtbewegungsausmaßes (ROM) wie der neutralen Zone beinhalten kann,
    - was zu abnormen quantitativ und qualitätiv veränderten Segmentbewegungen und
    - zu geringen vergrößerten Wirbelbewegungen
    - oder auch einem totalen Stabilitätsverlust führen kann.
- Dysfunktionale intra- und intermuskuläre Koordinationen sind bisher bei Rückenpatienten vor allem bei statisch ruhig gehaltenen Rumpfpositionen gemessen worden. Wenig ist bisher darüber bekannt, wie sich die neuromuskuläre Koordination vor allem innerhalb der lokalen Muskulatur langfristig bei Alltagsbewegung verändert.

3. Das Gehen

- Das Gehen ist die Alltagsbewegung schlechthin. Die zyklisch wiederkehrenden Bewegungen aller Körperteile einschließlich der Wirbelsäule und deren Belastungen müssen über die Muskulatur koordiniert und stabilisiert werden. Funktionell lassen sich für die Gehbewegung vier verschiedene Muskelsysteme unterscheiden: das horizontale, das vertikale und zwei schräg verlaufende Muskelsysteme.

- Elektromyographische Studien zeigen beim M. erector spinae und M. multifidus klare biphasische Aktivitäten beim Gehen mit zunehmenden Innervationen beim Fersenaufsatz. Die Aktivitäten der Bauchmuskeln fallem in ihrem zeitlichen wie im absoluten Innervationsverhalten intra- wie interindividuell sehr verschieden aus, wobei die Ganggeschwindigkeit entscheidenen Einfluss hat. Lediglich von einem Forscherteam wurden bisher die Aktivitäten des M. transversus abdominis beim Gehen untersucht, wobei tonische Aktivitäten mit phasischen Modulationen und im Vergleich zu den anderen lumbalen und abdominalen Muskeln verfrühte Innervationen gemessen wurden. Hieraus wurde abgeleitet, dass der innerste Bauchmuskel auch bei der Gehbewegung segmental stabilisierende Wirkungen besitzt.
- Das kinematische Gangverhalten von Rückenpatienten in der Hüft-, Becken- und Lendenregion wurde bisher vor allem unter dem Aspekt des Schmerzeinflusses auf die Bewegung untersucht. Studien zeigen, dass Rückenpatienten langsamerer gehen, ein starreres Bewegungsverhalten zwischen Becken und Thorax besitzen und Schwierigkeiten haben, sich steigenden bzw. unerwarteten Geschwindigkeitswechseln anzupassen.
- Elektromyographische Studien des Gangverhaltens von Rückenpatienten ergaben Hinweise dafür, dass unter akutem Schmerzeinfluss innerhalb der lokalen und globalen Rumpfmuskeln abweichende Innervationen vorkommen. So wurden z.B. innerhalb des M. erector spinae Innervationen während der Schwungbeinphasen gemessen, wo normalerweise keine Aktivitäten vorhanden sind. Bei den schrägen Bauchmuskeln und beim M. multifidus zeigten sich ebenfalls, jedoch individuell verschieden, abweichende Innervationsmuster bei Schmerzpatienten. Auch scheint ein Verlust der tonischen Innervation des M. transversus typisch zu sein. Insgesamt jedoch sind vor allem die Aktivitäten der segmental stabilisierenden Muskeln beim Gehen von Rückenpatienten nur vereinzelt erforscht worden. Auch Beckenboden und M. gluteus medius sind bisher nicht auf abweichende Verhaltensweisen untersucht worden.
- Insgesamt ist die Quellenlage über Ganganalysen mit Rückenpatienten recht dürftig. Es existieren bisher keine Studien, die das Gangverhalten von Rückenpatienten oder speziell auch von Bandscheibenpatienten auf habituell veränderte kinematische Bewegungen in der Hüft-, Becken- und Lendenregion sowie veränderte Innervationsverhalten von segmental stabilisierenden Muskeln im Vergleich zu Rückengesunden untersucht haben.

4. Segmentale Stabilisationsübungen

- Das populärste Konzept „Segmentale Stabilisation“, welches von Wissenschaft und Therapeuten vielfach beachtet und angewendet wird, wurde von einer australischen Forschungsgruppe entwickelt. Bei diesem segmentalen Stabilisationstraining werden unabhängig von den globalen Muskeln die isolierte Ansteuerung bzw. die Kokontraktion der lokalen Muskeln in statisch gehaltenen Rumpfpositionen trainiert, und erst in späteren Therapieschritten erfolgt eine Eingliederung in alltagsrelevante Bewegungen. Neben diesem spezifischen Stabilisationstraining existieren weitere Trainingskonzepte, die versuchen, die stabilisierenden Muskeln aufzutrainieren. Hierzu gehören Krafttrainigskonzepte, wo mehr oder weniger isoliert einzelne Muskeln angesprochen werden sollen, sowie allgemeine Stabilisationsübungen zur Verbesserung der intermuskulären Koordinationen oder auch Therapien, die versuchen, über neuromuskuläres Koordinationstraining Muskelketten in ihren Bewegungsfunktionen zu trainieren.
- Eine umfassende Evaluation von Behandlungserfolgen ist relativ selten. Meistens werden zur Messung Parameter wie Schmerzentwicklung, funktionelle Beeinträchtigung oder Arbeitsunfähigkeitszeiten herangezogen. Der Einfluss von segmentalen Stabilisationsübungen wurde aber vergleichsweise häufig untersucht und positive Wirkungen zeigten sich vor allem durch größere Erfolge bei der Senkung der Rezidivwerte. Neueste Forschungsergebnisse zeigen auch positive Adaptionserscheinungen der lokalen Muskeln bei nicht trainierten intra- und intermuskulären Muskelkoordinationen.

5. Forschungsdefizite und persönliche Schlussfolgerungen:

- Die Analyse des Forschungsstandes ergab, dass die Wirkungsweise des aktiven und neuralen Systems des segmentalen Stabilisierungssystems sehr komplex mit großen inter- und intraindividuellen Unterschieden ist. Zahlreiche Belege existieren dafür, dass sich die intra- und intermuskulären Koordinationen innerhalb der lokalen wie globalen Muskeln bei Rückenpatienten verändern. Die neuromuskulären Aktivitäten der lokal stabilisierenden Muskeln von Rückenpatienten sind bisher jedoch kaum bei Alltagsbewegungen untersucht worden. Und obwohl von einem unmittelbaren Zusammenhang zwischen Dysfunktionen im Bewegungssystem und im Stabilisationssystem auszugehen ist, ist dieser Zusammenhang ebenfalls nur vereinzelt analysiert worden. Ebenfalls wurde bisher weder der Einfluss von Therapien auf das Bewegungsystem noch auf das Stabilisierungssystem erforscht. Lediglich die Effekte

von (segmentalen) Stabilisationsübungen auf die neuromuskulären Aktivitäten der lokalen Muskeln wurden kürzlich studiert.

- Forschungsergebnisse zeigen, dass
  - die Aktivitäten der lokalen Muskeln von den durchgeführten Wirbelsäulenbewegungen und der auf die Wirbelsäule einwirkenden Belastungen abhängig sind (So werden tonische wie phasische Innervationen, z.T. in Kokontraktion aber auch isoliert gemessen. Muskelfasern ein und desselben Muskels haben unterschiedliche Funktionen und weisen differenzierte Aktivitäten auf.).
  - innerhalb der aktiven und neuralen Subsysteme sich bei Rückenpatienten komplexe Veränderungen innerhalb aller drei Muskelklassen und nicht nur bei den lokal stabilisierenden Muskeln zeigen.
  - die Aktivitäten einer isolierten M. transversus abdominis nicht ausreichend segmental stabilisierende Wirkung besitzen.

  Auch kann kritisch hinterfragt werden, ob
  - anhaltende (Ko-)kontraktionen der lokalen Muskulatur bei einer Übertragung in den Alltag zu Verspannungen in der Muskulatur führen, was z.B. eine Einschränkung der Bauchatmungs- oder der Beckenbodenfunktionen zur Folge haben könnte. Als funktionell wird hier jedoch der Wechsel von entspannter zu der Situation angepassten angespannter zu wiederum entspannter Muskulatur angesehen.
  - eine statische Trainingsform funktionell ist,
    - da die Wirbelsäule im Alltag nie länger starr ist, es sei denn, sie wird bewusst steif gehalten. Selbst eigentlich statische Positionen wie das Stehen werden durch immer wiederkehrende kleinere oder auch größere dynamische Ausgleichsbewegungen unterbrochen. Bewegungen der Extremitäten führen zu fortlaufenden oder ausgleichenden Bewegungen innerhalb der Wirbelsäule. Ein typisches Beispiel sind die Wirbelsäulenbewegungen beim Gehen. Rhythmische Bein- und Beckenbewegungen werden über dreidimensionale, sich spiralig verschraubende Bewegungen der Wirbelsäule bis zum Kopf und in die Arme weitergeleitet. Lokale Muskeln müssen also im Alltag eine sich dynamisch rotatorisch bewegende Wirbelsäule stabilisieren.

- § da über statische Wirbelsäulenpositionen keine defizitären Bewegungsgewohnheiten und schlechte Haltungsgewohnheiten geändert werden, wodurch Dysfunktionen in den drei Subsystemen (passive, aktive und neurale Subsysteme) und im Bewegungssystem erhalten bzw. verursacht und die Wirbelsäulensegmente weiterhin belastet werden.
- § da eine Therapie unter statischen Bedingungen die Förderung des propriozeptiven Inputs und damit die Wahrnehmungsschulung von Wirbelsäulenpositionen und -bewegungen vernachlässigt.

So wurde als Ziel für diese Arbeit formuliert, Therapieeffekte von Behandlungsformen zu evaluieren, die versuchen, über das gleichzeitige Training von lokalen wie globalen Muskeln bei physiologischen Wirbelsäulenhaltungen bzw. -bewegungen, intra- und intermuskuläre Defizite in den Muskelkoordinationen und Dysfunktionen innerhalb des Bewegungssystems auszugleichen. Hierfür sollte die Therapieevaluation nicht nur anhand von Parametern wie Schmerz und funktionelle Beeinträchtigung erfolgen, sondern auch mögliche Veränderungen der Muskelkoordinationen und des Bewegungsystems gemessen und ausgewertet werden.

3 Therapie der Bandscheibenpatienten

3.1 Behandlungsziele und –inhalte

In dieser Studie sollten die Behandlungserfolge zweier Therapien evaluiert werden. Als gemeinsames Behandlungsziel innerhalb beider Gruppen galt es, abgesehen von der Reduzierung der Schmerzen und Steigerung des persönlichen Wohlbefindens, dysfunktionale Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten über anatomisch funktionelle Verhaltensweisen aufzuarbeiten und dabei neuromuskuläre Dysbalancen innerhalb der drei Muskelklassen auszugleichen. Hierdurch sollten indirekt auch die segmental stabilisierenden Muskeln funktional reaktiviert werden.

Schmerzen verändern das Bewegungsverhalten. Je länger eine Fehlfunktion im Bewegungssystem existiert, desto mehr verfestigt es sich, während sich das Kompensationsbewegungsprogramm verbessert. Die Änderung von fixierten Bewegungsprogrammen jedoch ist schwerer als das Neuerlernen von Bewegungen. Je länger Fehlfunktionen bestehen, desto wichtiger sind aktive Übungsdurchführungen zur Rezidivprophylaxe (Janda 1980; Ahlgrimm 1999). Bei der Durchführung der Therapien, bei denen eine Verbesserung der Alltagsbewegungen und Haltungen erzielt werden sollte, wurden zahlreiche Grundsätze für das motorische Lernen berücksichtigt, wie sie z.B. von Meinel u. Schnabel (1998) formuliert wurden. Haltungsschulung, die Wahrnehmung von Körperpositionen und Kräftigungsübungen wurden anhand von aktiven Bewegungsübungen durch die Patienten geübt. Das Erlernen der richtigen Bewegungssteuerung ist an sensorische Information und Rückinformation gebunden, die nur durch Bewegung selber erfolgen kann. Motorisches Lernen erfordert eine innere Auseinandersetzung mit der Bewegung. Hierfür wurden Übungen ständig wiederholt. Über Teilbewegungen konnten zunehmende Bewegungserfahrungen gesammelt werden. Die Therapeutin erleichterte das Bewegungslernen über passive Führungen, verbale wie taktile Anleitungen und Rückmeldungen. Wahrnehmungsschulungen zwei- bzw. dreidimensionaler Bewegungsrichtungen und Positionen innerhalb der Hüft-, Becken- und LWS- Regionen waren permanente Therapieinhalte. In beiden Gruppen wurden die Patienten zu einem Transfer erfahrener Bewegungsstrukturen in den Alltag vorbereitet und angeleitet.

Die Therapien begannen immer mit schmerzlindernden bzw. entspannenden Maßnahmen wie z.B. Bindegewebsmassagen nach Penzel. Es folgten klassische Dehnungen von Rumpf-, Hüft- und Beinmuskulatur seitens der Therapeutin sowie Anleitungen zur Durchführung von Eigendehnungen. Letzteres sollte den Patienten helfen, Dehnungsübungen auch nach Beendigung der Therapie selbständig und sicher durchführen zu können.

Anschließend folgten die experimentalgruppenspezifischen Übungen. Hier waren die Behandlungsinhalte unter Beachtung der jeweiligen Therapieziele und Vorgaben bei den Experimentalgruppen unterschiedlich. Jedoch durfte und sollte die Therapeutin in beiden Gruppen die Behandlungen selbst nach folgenden Gesichtspunkten individuell variieren. Sie sollte individuelle Schwächen, Stärken, persönliche Ziele, Vorlieben und Wünsche berücksichtigen. Alle Bewegungs- und Kräftigungsübungen konnten in verschiedenen Schwierigkeitsgraden durchgeführt werden. Der Schwierigkeitsgrad selbst war abhängig von der individuellen Leistungsfähigkeit. Grundsätzlich sollten alle Patienten ihre Übungen in einem schmerzfreien Zustand durchgeführen.
Die Therapeutin sollte den Aufbau eines individuellen Trainingprogramms für den Zeitraum nach dem Therapieende vorbereiten. Hierfür sollten Übungen ausgewählt werden, die die Patienten in ihren (Berufs-)Alltag integrieren konnten.

Neben den gemeinsamen Behandlungszielen und –inhalten erfolgten die gruppenspezifischen Übungen anhand unterschiedlicher, für die Therapie vorformulierter Leitlinien. Die genaue Formulierung und Auswahl dieser Leitlinien war studienspezifisch, jedoch orientierten sich die Inhalte an zwei verschiedenen Konzepten. Während die Therapieinhalte der Experimentalgruppe 1 ein typisches Beispiel für die sogenannten Stabilisationsübungen mit dem Training der intermuskulären Koordination zur Verbesserung der physiologischen Wirbelsäulenform darstellen sollten, sollte die 2. Therapieform ein neuromuskuläres Koordinationstraining beinhalten. So wurden die Patienten der Experimentalgruppe 2 nach den Leitlinien eines Therapiekonzeptes „Spiraldynamik“ behandelt. Die Spiraldynamik versucht, defizitäre Haltungsgewohnheiten und neuromuskuläre Dysbalancen durch funktionelle koordinierte Bewegungen und Muskelaktivitäten abzulösen. Hierbei werden neuromuskuläre Koordinationen vor allem anhand vorbereitender Übungen für die Gehbewegung trainiert.

3.2 Therapie der Experimentalgruppe 1

Das Therapieziel der Experimentalgruppe war also die Rückgewinnung und die Stabilisierung der physiologischen Wirbelsäulenhaltung und deren Beweglichkeit in ihrer individuellen Ausprägung (S-Form). Die Therapie selbst erfolgte in Anlehnung an ein Konzept von Gottlob (2001). In dem Buch von Gottlob (2001) wird davon ausgegangen, dass eine physiologisch geschwungene Wirbelsäule die Belastbarkeit derselben erhöht, während Wirbelsäulenfehlhaltungen, wie z.B. Flach- oder Hohlrundrücken, diese reduzieren. Schlechte Haltungen wie ungünstige Koordinationsmuster weisen auf eine Schwäche der stabilisierenden und mobilisierenden Muskeln hin. Nach Gottlob (2001) führt dies langfristig zu Überbelastungen und Beschädigungen der passiven Strukturen der Wirbelsäule, was dann die Ursache für Rückenprobleme darstellt.

Nach dem Konzept von Gottlob (2001) kann die Wirbelsäule über eine ausreichend kräftige Rumpfmuskulatur vor allen Biege- und Torsionsbelastungen sowie Belastungsspitzen geschützt werden. Es werden sieben muskuläre, die Wirbelsäule stabilisierende Sicherungssysteme unterschieden.

Tab. 3: Die sieben muskulären WS-Sicherungsysteme (nach Gottlob 2001, S.196).

	Muskuläre Sicherungssysteme zur Entlastung der Wirbelsäule	Funktionen
1	**Rückenstreckmuskulatur** (Alle Systeme des Erector spinae) Sowie Psoas als vertikaler LWS-Stabilisierer	• Aufrichter aus Flexions- und Lateralflexionsstellung • Vertikale Verspannung der Fascia thoracolumbalis • Seit- und Rotationsstabilisation • WS- Haltung (WS-Statik)
2	**Seitliche Bauchmuskulatur** (Transversus abdomins, Obliquus internus & externus sowie Quadratus lumborum	• Aufrichter aus Extensions- und Lateralflexionsstellung • Horizontale Verspannung der Fascia thoracolumbales (ohne Quadratus lumborum) • Seit –und Rotationsstabilisation
3	**Latissimus dorsi** Und obere Fasern des Gluteus maximus (Schlingenbildung)	• Diagonale Verspannung der Fascia thoracolumbalis
4	**Gerade Bauchmuskulatur** (Rectus abdominis)	• Aufrichter aus Extensionsstellung • Beckensicherungs- und Beckenstellungseinfluss • WS-Haltung (WS-Statik)
5	**Beckenaufrichter** (Gluteus maximus, Ischiokruale, Rectus abdominis)	• Beckensicherungs- und Beckenstellungseinfluss • ISG-Stabilisierung • WS-Haltung (WS-Statik)
6	**Beckenkipper** (Iliopsoas, Rectus femoris, alle zum Becken ziehenden Rückenstrecker)	• Beckensicherungs- und Beckenstellungseinfluss • ISG-Stabilisierung • WS-Haltung (WS-Statik)
7	**HWS-Muskulatur**	• Kopfsicherung • HWS-Stabilisierung in allen Raumpositionen • WS-Haltung (WS-Statik)

Für die dynamische Stabilisierung der Wirbelsäule wird der Fascia thoracolumbalis besondere Bedeutung zugeschrieben. Eine muskulär optimal vertaute Fascia verteilt von außen wirkende Belastungen gleichmäßig über größere Wirbelsäulenabschnitte, wodurch Belastungsspitzen auf die einzelnen Segmente vermieden werden.

Das Konzept zeichnet sich also insgesamt dadurch aus, dass durch eine physiologische Wirbelsäulenhaltung und durch eine ausreichend trainierte Muskulatur (wobei Gottlob anzweifelt, dass der normale Alltag des Menschen ausreichend Trainingsreize bietet) die Wirbelsäule geschützt werden kann und zahlreiche Rückenprobleme dadurch rehabilitiert werden können. Für die verschiedenen Wirbelsäulenfehlhaltungen werden von Gottlob (2001) unterschiedliche Krafttrainingskonzepte formuliert.

Tab. 4: Krafttrainingskonsequenzen bei typischen Wirbelsäulenfehlhaltungen (modifiziert nach Gottlob 2001, S.201).

Maßnahmen	Flachrücken	Hohlrundrücken	Totalrundrücken
Priorität beim Auftrainieren	• Lumbaler Erector spinae • Halsstrecker • Hüftbeuger (Iliopsoas und Rectus femoris • Rectus abdominis	• Hüftstrecker (Gluteus maximus und Ischiokruale) • Rectus abdominis • Ventrale Halsbeuger • Thorakaler Erector spinae	• Thorakaler und lumbaler Erector spinae (auch multisegmentale Ausführungen) • Halsstrecker • Hüftbeuger (Iliopsoas und Recturs femoris)
Krafttraining nur über volles ROM sowie eventuelle Dehnübungen	• Ischiokruale	• Hüftbeuger (Iliopsoas und Rectus femoris • Lumbaler Erector spinae • Halsstrecker	• Ischiokruale
Weiteres Krafttraining	Bei allen obigen Wirbelsäulenfehlhaltungen ist zusätzlich ein Krafttraining aller sieben muskulären Sicherungssysteme erforderlich.		

Bei der sport- und physiotherapeutischen Behandlung in dieser Studie wurden die Inhalte aufbauend auf dem Konzept von Gottlob (2001) ausgewählt. Diese wurden aber an die entsprechenden räumlichen und zeitlichen Gegebenheiten und an die vorhandenen Geräte angepasst. Die Therapie beinhaltete:

- **Mobilisation und Dehnung** der Bereiche bzw. Muskeln, die eine Wiedererlangung der physiologischen Wirbelsäulenhaltung verhindern.
    - Zu den schwerpunktmäßig gedehnten Muskeln gehörten der M. iliopsoas, bei den Bauchmuskeln vor allem die kaudalen Anteile und Ansätze, der Quadratus

lumborum, die thorakalen und lumbalen Rückenstrecker, die Gluteen, die Adduktoren und die Ischiokruale Muskulatur.

- **Wahrnehmungsschulungen** von
  - isolierten eindimensional durchgeführten Wirbelsäulenbewegungen innerhalb von HWS, BWS und LWS,
  - isolierten eindimensional durchgeführten Bewegungen des Beckens,
  - Muskelspannungen und –längen.
- **Kräftigungsübungen** der Muskeln oder der Muskelanteile, die die Wiedererlangung der physiologischen Wirbelsäulenhaltung fördern:
  - Bei zu schwach ausgeprägten Krümmungen wurde primär die krümmungsunterstützende Muskulatur auftrainiert, bei zu stark ausgeprägten die entsprechenden Gegenspieler.
  - Gekräftigt wurden die sieben muskulären Sicherungssysteme: vor allem die Bauchmuskeln (seitliche, schräge und gerade Anteile, bei letzteren vor allem die kaudalen Anteile), die Rückenmuskeln mit M. erector spinae (cervikal, thorakal, lumbal), der M. latissimus dorsi und beckenstabilisierende Muskeln wie M. gluteus maximus, M. gluteus medius und die Ischiokruale Muskulatur.
  - Es wurden sowohl isometrische wie auch dynamische Übungsformen mit konzentrischen und exzentrischen Muskelaktivitäten durchgeführt. Die Rückenübungen lassen sich grob unterteilen in:
    - § Isometrische Kräftigung des Rückens (fixierter Oberkörper auf der Bank mit Beinbewegungen, Seilzugübungen mit Armbewegungen),
    - § Extensionsbewegungen des Oberkörpers mit fixiertem Becken: mit geradem Rücken oder mit segmentaler Aufrichtung,
    - § Dynamische Kräftigung der LWS über Beckenbewegungen. Patient liegt dafür in Bauchlage auf der Bank, Hüfte frei, Hüfte und Knie in 90° Grad Beugung.
  - Beim Krafttraining von „verkürzter Muskulatur“ wurde über das volle Bewegungsausmaß des Muskels trainiert.
  - Der Schwierigkeitsgrad wurde über den zusätzlichen Einsatz von Gewichten (Hanteln, Zugapparat) bzw. verändertem Therapeutenwiderstand variiert.
- **Koordinationstraining**

- Stabilisierung der physiologischen Wirbelsäulenhaltung unter erschwerten koordinativen Bedingungen. Dafür standen Hilfsmittel wie AIRS-Pad, Wackelbretter (Wippen, Kreisel), Posturomed und Trampolin zur Verfügung.
- Erarbeitung und Überarbeitung von alltagsspezifischen und schmerzauslösenden Situationen und Bewegungen.

3.3 Therapie der Experimentalgruppe 2

Das Konzept der Spiraldynamik ist ein anatomisch funktionell begründetes Bewegungs- und Therapiekonzept. Es beschreibt bioarchitektonische Konstruktionsprinzipien des menschlichen Körpers aus, denen es funktionelle dreidimensionale Bewegungskoordinationen ableitet. Die Anatomie von Knochen, Gelenken, Bändern und Muskeln kennzeichnet sich nach dem spiraldynamischen Verständnis durch übergeordnete Prinzipien der Polarität, des Aufspannmechanismus, des Gewölbeprinzips und des Spiralmechanismus (Form einer Helix). Für die Bewegung existiert das Prinzip der Welle. Koordinierte Bewegungsrichtung wie ökonomische Bewegungen ergeben sich unter Beachtung dieser Prinzipien. (Larsen 1998; Hansen 2006; Heel 2006a,b,c).

Im Rahmen ihres Therapiekonzeptes fügen die Spiraldynamiker einzelne Körperteile zu funktionellen Koordinationseinheiten zusammen. Aufgrund des Schwerpunktes dieser Arbeit werden in der folgenden Tabelle für die Koordinationseinheiten Wirbelsäule und Becken, sowie Hüfte und Oberschenkel, die spiraldynamischen Prinzipien und daraus ableitend die Behandlungsziele und –inhalte zusammengefasst. Eine spiraldynamische Therapie umfasst jedoch ebenfalls die Koordinationseinheiten für den Kopf, den Brustkorb und die unteren und oberen Extremitäten, wobei keine wirkliche Trennung zwischen den Einheiten existiert (Larsen 1998 u. 1999; Heel 2006a,b,c).

Tab. 5: Koordinationseinheiten Wirbelsäule/Becken und Hüfte/Oberschenkel (zusammengefasst nach Larsen 1998 u. 1999; Heel 2006a,b,c).

Koordinations-einheit	Stamm/Becken	Stamm/Becken	Hüfte/Oberschenkel
Spiral-dynamische Prinzipien	**Aufspannmechanismus** **Prinzip für Sitzen, Stehen; symmetrische Haltung und beim Gehen im Spiralprinzip integriert** Gewährleistet das Aufspannen der Wirbelsäule zwischen den beiden Polen des Stammes Kopf und Becken.	**Spiralmechanismus** **Prinzip für die Fortbewegung** Beim rhythmischen Wechsel von Standbeinseite und Spielbeinphase ergibt sich eine alternierende spiralige Verschraubung des Stammes nach links und nach rechts.	**Spiralige Verschraubung** **Prinzip für die Fortbewegung** Die Kombination der Bewegung von Hüftbein und Oberschenkel ergibt beim Gehen eine ständige alternierende Verschraubung des Hüftgelenkes: Aufrichteprinzip in der Standbeinphase und Spiralprinzip in der Spielbeinseite.
Dynamik der Knochen und Gelenke	**Einrollen der beiden Pole um die Transversalachse:** Aktive Verlängerung der Wirbelsäule führt zu einer gleichmäßigen Streckung aller Wirbelsäulenabschnitte und damit zur gleichmäßigen Belastung der Bandscheiben und der Wirbelgelenke und zu einer Vergrößerung der Gelenkbeweglichkeiten.	**gegensinnige Drehbewegung** von Kopf und aufgerichteten Becken um die frontotransversalen Achse: • Ebenfalls aktive Verlängerung der Wirbelsäule • Durch dreidimensionale Rippenbeweglichkeit können Brustkorb/Rippen sich in die Bewegungen von Kopf und Becken integrieren • Spiralige Bewegungen des Hüftbeins im Iliosakralgelenk ermöglichen Stabilität und Entlastung der unteren Bandscheiben.	**Alternierende Verschraubung** führt zur Stabilität, Flexibilität und Aufrichtung. **Stabilität** auf der Standbeinseite werden durch die sagittale und frontale Aufrichtung des Beckens, die Verschraubung des Hüftbeines auf den Femurkopf, den Gebrauch der ausgeprägten Kapsel- und Bandsicherungen und die Ausgewogenheit in der Hüftmuskulatur gewährleistet. **Flexibilität**: das Kugelgelenk der Hüfte ermöglicht maximale dreidimensionale Gelenkbeweglichkeit.
Funktionelle Muskel-schlaufen	**1 a) Muskelschlaufe des median-vertikalen Geradsystems**: M. Rectus abdominis, äußere Beckenbodenmuskulatur mit den beiden ineinander verschlungenen Schließmuskeln (Impulszentrum für den Aufspannmechanismus), Geradsystem der autochtonen Rückenmuskeln (Mm. Interspinales, Mm. Intertransversi) **1 b) Muskelschlaufe des lateral-vertikalen Geradsystems:** Äußere Schicht des M. quadratus lumborum. **2) Muskelschlaufe des transversalen Geradsystems:** M. transversus abdominis, mittlere Beckenbodenschicht (Diaphragma urogenitiale).	**Muskuläres Schrägsystem** in Form zweier funktioneller Muskelschlaufen: Die eine verläuft an der Rumpfrückseite von rechts-unten nach links-oben und an der Vorderseite von links-oben nach rechts unten verläuft: **Dorsal von rechts-unten**: Mm. glutaei, mittlere Schicht des M. quadratus lumborum, M. multifidus, Mm. rotatores, M. semispinalis **Nach links-oben**: M. splenius cervicis und capitis M. longissimus, M. iliocostalis, Innere Schicht des M. quadratus lumborum. **Weiter ventral von links-oben:** M. sternocleidomastoideus, M. intercostales externi, M. obliquus externus abdominis **Nach rechts-unten:** M. intercostales interni, M. obliquus interni, Diaphragma pelvis der rechten Seite Das andere Schrägsystem entsprechend anders.	**Tiefe Außenrotatoren** • M. piriformes, Mm gemellis, M. quadratus femoris, **Hüftstrecker/ Hüftbeuger :** • M. gluteus maximus, M. gluteus medius, M. gluteus minimus, M. iliopsoas, **Hüftabduktoren/Hüftadduktoren** • M. gluteus medius, M. tensor fasciae latae, M. adduktor longus.
Dynamik der Muskeln	**Zu 1a**. Beckenaufrichtung: sagittal verlaufenden Fasern des Beckenbodens geben Impuls, exzentrisches Nachgeben der Lendenstrecker, konzentrische Aktivität der geraden Bauchmuskulatur. **Zu 1b)** Unterstützen die Muskeln des transversalen Geradsystems bei der Bildung des „Zylindermantels“. **Zu 2**: Stabilisierung der abdominalen Säule und Entlastung der Lendenwirbelsäule über die Bildung eines Zylindermantels um die Bauchhöhle.	Die schrägen Muskelschlaufen arbeiten bei jedem Schritt alternierend konzentrisch und exzentrisch. Dorsal und ventral entgegengesetzt konzentrisch oder exzentrisch. • Beckenboden stabilisiert ISG, • Die Mm. Glutaei ziehen das Hüftbein in die Außenspirale, • Konzentrische Aktivität des M. multifidus auf der Standbeinseite, wodurch die Querfortsätze der Lendenfortsätze in Richtung Beckenrotation gedreht werden.	**Hüftaußenrotatoren:** Tiefe Außenrotatoren als Impulszentrum der Hüfte, Helfen bei der achsialen Ausrichtung der Kniegelenke beim Gehen. **Hüftstrecker:** bewegen die Hüfte in die Außenspirale und den Oberschenkel in Extension, Abduktion und Außenrotation. **Hüftbeuger:** bringen die Hüfte in die Innenspirale und den Oberschenkel in die Flexion, Adduktion und Innenrotation. **Hüftabduktoren/Hüftadduktoren** stabilisieren das Beckens in der frontalen Ebene, indem sie beim Gehen das Hüftbein auf der Standbeinseite nach unten ziehen.

Die Auseinandersetzung mit der Bewegungskoordination des menschlichen Körpers beim Gehen und Laufen ist die Grundlage, auf der das spiraldynamische Konzept aufbaut. Das Gehen kennzeichnet sich durch spiralige Verschraubung des Oberkörpers gegen das Becken. Die Wirbelsäule richtet sich über eine axiale Verlängerung auf (C-Bogen), ein Beckentiefstand auf der Standbeinseite entsteht und bildet eine Lateralflexion der Lendenwirbelsäule zur Standbeinseite hin (S-Bogen), Rotation und Gegenrotation werden von Becken und Brustwirbelsäule ausgeführt. Alles zusammen ergibt eine Spirale. Stabilisiert und geführt wird diese Spiralbewegung beim Gehen über die beiden muskulären Schrägsysteme (Larsen 1998; Heel 2000, 2004, 2006a,b,c; Hansen 2006).

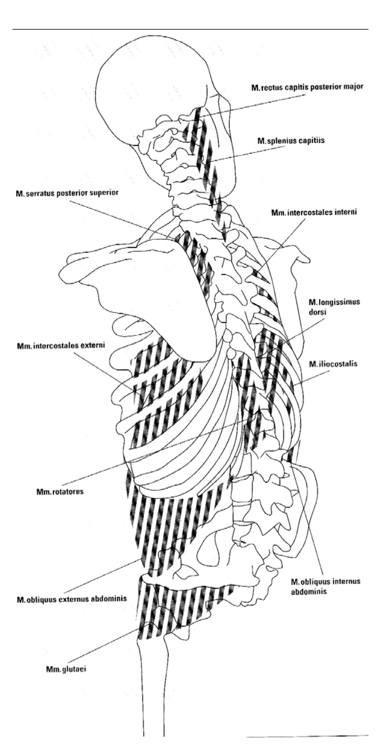


Abb. 18: 3D-Dynamik des Stammes: Der Thorax wird in die globale 3D-Verschraubung integriert: Funktioneller Tiefstand und Rotation des Beckens auf der Standbeinseite mobilisieren die kaudalen Rippen nach hinten-unten; die kranialen Rippen hingegen bewegen sich (Mm. Scaleni) nach vorne-oben; dadurch wird der Brustkorb auf der Standbeinseite links dreidimensional auseinander gezogen und geöffnet; der Hemithorax der Spielbeinseite rechts wird analog geschlossen. Dabei wirken das externe Schrägsystem der Standbeinseite links und das interne Schrägsystem der Spielbeinseite rechts synergistisch (vgl. Larsen 1998; S.5).

Für die Spiraldynamiker sind im Idealfall die Muskeln weder verkürzt noch überdehnt, Gelenke und Bänder werden gleichmäßig belastet und alle Körperteilgewichte übereinander geordnet. Es besteht eine Balance zwischen Spannung und Entspannung, Anspannen und Loslassen, Kraft und Beweglichkeit. Das Becken stellt das Fundament des Stammes dar, wobei die Voraussetzung für eine Ausgeglichenheit und Aufrichtung des Stammes ein aufgerichtetes Becken ist. Es setzt die Wirbelsäule unter Zug. Aufrichtung und alternierende

Verschraubung der Wirbelsäule nach links und rechts werden als funktionelle Kennzeichen der gesunden Wirbelsäule verstanden. Über die Ausdehnung in Länge und spiralige Verschraubung entstehen Stabilität und gleichmäßige Belastungsverteilungen. Stabilität entsteht nach dem Verständnis der Spiraldynamiker durch Richtung und nicht durch Kokontraktion verschiedener kraftvoller Muskelsysteme (Larsen 1998 u. 1999; Heel 2006a). Dies impliziert aber auch, dass im Gegensatz zu dem Konzept von Gottlob, im Alltag genügend Trainingsreize vorhanden sind, da jedes „spiralbewusstes“ Gehen oder Treppensteigen zur Eigentherapie genutzt werden kann (Larsen 1998).

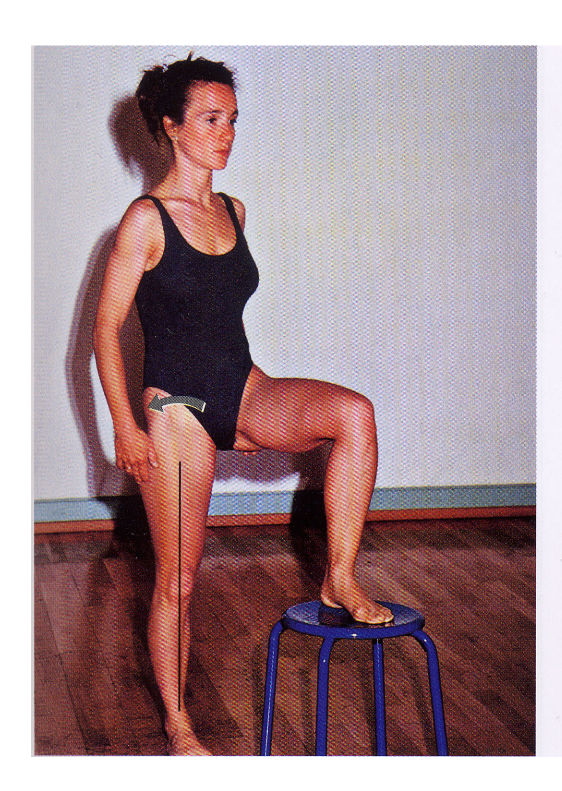
Tab. 6: Bewegungskoordination und spiraldynamische Prinzipien für die Koordinationseinheiten Wirbelsäule/Becken und Hüfte/Oberschenkel (zusammengefasst nach Larsen 1998 u. 1999; Heel 2006a,b,c).

Bewegungskoordination beim Gehen		
Spiraldynamisches Prinzip:	**Wirbelsäule/Becken**	**Hüfte/Oberschenkel**
Verbindung der Spirale mit der zeitlichen Komponente der Welle, die sich ausdehnt und wieder zusammenzieht Beim rhythmischen Wechsel von Standbeinseite und Spielbeinphase ergibt sich eine ständig nach links und rechts schwingende Rumpfspiralbewegung. Aktiver Beckenimpuls nach unten und Impuls vom Kopf nach oben,	**Standbeinseite:** • Hüftbein in der Außenspirale (hinten unten außen), • ISG auf dieser Seite geschlossen • Übergang Becken – LWS ist auf diese Seite geöffnet, • Unteren Rippen gleiten nach hinten unten, • Oberen Rippen gleiten nach vorne oben in die entgegen gesetzte Richtung, • Brustkorb öffnet sich auf der Standbeinseite. **Spielbeinseite:** • Hüftbein befindet sich in einer Innenspirale (vorne oben innen), • Die unteren Rippen gleiten dabei mit nach vorne, • Die oberen Rippen drehen sich nach hinten oben, • Brustkorb schließt sich, • Das Kopfgelenk ist auf dieser Seite geöffnet.	**Standbeinseite:** • verschraubt sich der Körper spiralig um das Hüftgelenk, • Hüftgelenk in Außenspirale, • Oberschenkel in Extension, Abduktion, Innenrotation. **Spielbeinseite:** • Hüftbein in einer Innenspirale, • Oberschenkel in Flexion, Adduktion, Außenrotation. Rhythmisch werden im Wechsel von Spiel- und Standbeinphase der Kapsel/ Bandapparat gestrafft und gelockert, Bänder ver- und entschraubt. Festigkeit und Ernährung der ligamentären Strukturen optimiert. In der koordinierten Standbeinphase wird der M. iliopsas gedehnt. Voraussetzung für den optimalen Gebrauch der Muskeln ist ein aufgerichtetes Becken

Segmentale Instabilität ist nach dem Verständnis der Spiraldynamiker die Folge von chronischen Überlastungen. Unzureichende Bewegungskoordinationen und chronische Fehlhaltungen (fehlende Beckenaufrichtungen wie unzureichende Wirbelsäulenbeweglichkeiten) führen zu Abnutzungserscheinungen, strukturellen Ungleichgewichten und Labilisierung der segmentstabilisierenden Strukturen wie Bandscheiben, Facettengelenken, Bändern und Muskeln. Langfristig können lumbale Bandscheibenvorfälle die Folge sein (Larsen 1998, Heel 2000).

Bei der Experimentalgruppe 2 sollten also defizitäre Haltungsgewohnheiten und neuromuskuläre Dysbalancen durch funktionelle koordinierte Bewegungen und Muskelaktivitäten abgelöst werden. Strukturelle Ungleichgewichte sollten ausgeglichen oder gemindert werden.

Als Therapieinhalt wurde eine spiraldynamische Grundübung, der so genannte Treppen- oder Stufenschritt, ausgewählt. Mit der Durchführung der Therapieübung sollten sowohl kognitiv wie auch koordinativ (hierbei wurden gleichzeitig alle 3 Subsysteme beübt, vgl. Tabelle) die Stand- und die Spielbeinphase des Gehens aufgearbeitet werden. Dabei wird die gegensinnige Drehbewegung von Kopf und Becken mit der spiralen Verschraubung des Rumpfes und einer aktiven Verlängerung der Wirbelsäule eingeübt.



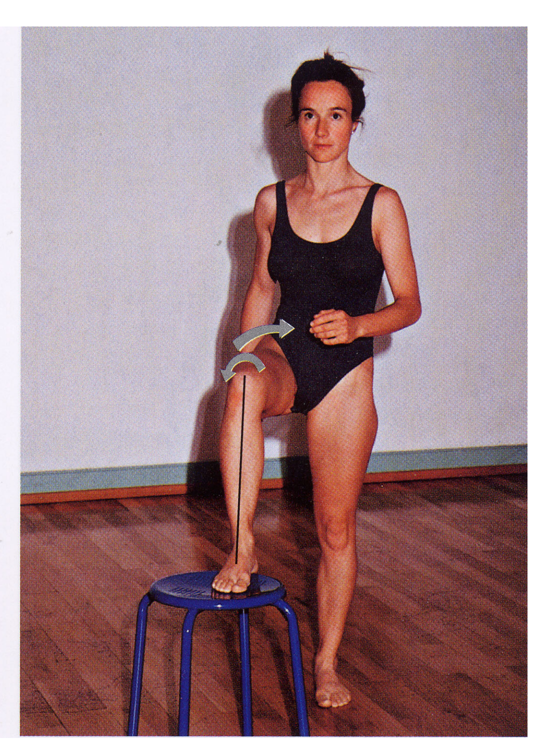


Abb.19: Foto 1. Standbeinphase mit Extension in der Hüfte. Dabei dreht das Hüftbein nach außen, der Oberschenkel bleibt gerade nach vorne gerichtet. Im Hüftgelenk kommt es zu einer dreidimensionalen Verschraubung: Extension, Abduktion und Innenrotation. Foto 2: Spielbeinphase mit Flexion der Hüfte. Das Hüftbein dreht nach innen, der Oberschenkel ist gebeugt und bleibt gerade nach vorne gerichtet. Im Hüftgelenk kommt es zu einer dreidimensionalen Verschraubung: Flexion, transversale Abduktion und Außenrotation (vgl. Heel 2006, S.107)

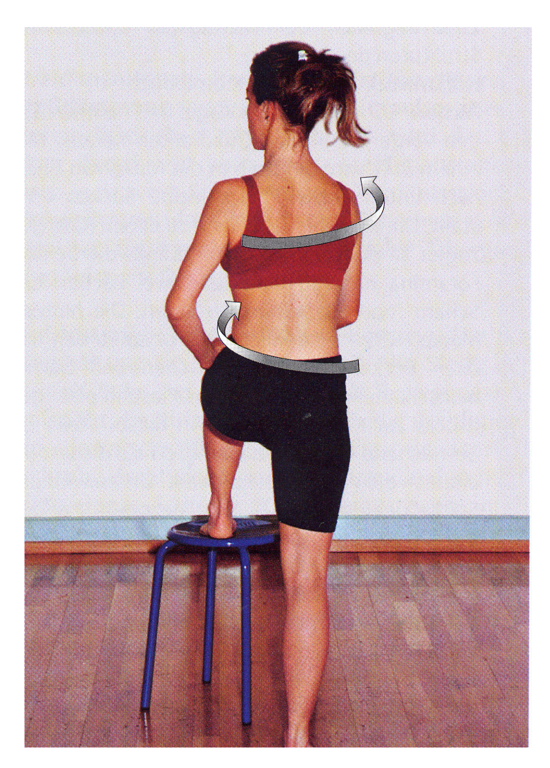


Abb. 20: Spiralige Verschraubung der Wirbelsäule beim Stellen des Beines auf einen Hocker (vgl. Heel 2006, S.63).

Mit dem erfolgten zyklischen, dynamischen, dreidimensionalen Auf- und Abbau der Stand- und der Spielbeinseite sollten folgende Therapieziele nach dem spiraldynamischen Verständnis verwirklicht werden (Heel 2000; 2006a,c):

- **Funktionelle Belastung**

Gleichmäßige, axial verlängerte und koordinierte Bewegungen

  - optimieren die Ernährung des Gewebes, fördern die Durchblutung durch Dekompression und den Strukturaufbau durch Druck und Entlastung, verhindern gleichzeitig Überbelastung einzelner Elemente (z.B. bei der Bandscheibe),
  - sind die Voraussetzung für die Ausnutzung der anatomisch vorgegebenen Gelenkmobilitäten und verhindern Hypo- bzw. Hypermobilitäten,
  - ermöglichen die Stabilisierung durch Knochen, Bänder, Sehnen und Muskeln.

- **Umfassende Gelenkbeweglichkeit**
  - über endgradig durchgeführte Bewegungen mit gleichzeitiger Verschraubung des Rumpfes und des Beckens erfolgt eine Mobilisation vor allem von vielfach ungenutzten, hypomobilen Gelenken (z.B. Brustwirbelsäule und Hüftgelenk), was eine Vorausetzung für die Entlastung von belasteten Strukturen ist,
  - wird über eine vollständige Hüftextension ohne kompensatorische LWS-Lordosierung erreicht.

- **Steigerung des Körper- und des Bewegungsbewusstseins**
    - durch bewusst durchgeführte dreidimensionale Becken- und Wirbelsäulenbewegungen mit axial verlängerter Ausrichtung,
    - durch ständige Wiederholung gleicher Bewegungsprinzipien, was das Bewegungslernen erleichtert,
    - durch das Erkennen von alltagsrelevanten Bezügen, die die Umsetzung veränderter Bewegungskoordinationen im Alltag erleichtern.
- **Verbesserung der Propriozeption**
    - über sensomotorisches Training, wodurch Bewegungs- und Haltungsgefühle verbessert und dysfunktionale Bewegungsmuster aufgebrochen werden sollen. Die Therapieübung erfordert die Wahrnehmung
        - § der exakten dreidimensional durchgeführten Wirbelsäulen-, Becken und Hüftbewegungen und -positionen,
        - § von Muskellängen und –spannungen,
        - § von endgradigen durch passive Strukturen begrenzte Bewegungen
        - § und von Bewegungsgeschwindigkeiten.
- **Wiedererlangung von koordinierten Muskeleinsätzen**
    - Innerhalb der Muskulatur, die für die Verwirklichung des Aufrichte-/Aufspannprinzips zuständig ist (vertikale Muskelschlaufe, das Becken kippende oder auch aufrichtende Muskeln):
        - Kräftigung der beckenaufrichtenden Muskulatur (z.B. M. erector spinae, vertikal verlaufende Schicht des Beckenbodens, M. Gluteus maximus),
        - Trainieren des exzentrischen Nachgebens und des Loslassens sowie Dehnung der Muskulatur, die eine Beckenaufrichtung verhindert (z.B. M. erector spinae, M. iliopsoas).
    - Innerhalb der Muskulatur, die für das Spiralprinzip zuständig ist (z.B. schräg verlaufende Muskelsysteme des Rumpfes, transversal verlaufende Schicht des Beckenbodens, M. gluteus medius):
        - Kräftigung und Dehnung über alternierende konzentrische und exzentrische Aktivitäten über die volle Muskellänge,
        - funktioneller Wechsel zwischen Anspannen und Loslassen angepasst an den Auf- oder Abbau der Stand- oder der Spielbeinphase.

- Innerhalb der Muskulatur, die für die Stabilisierung der abdominalen Säule verantwortlich ist (z.B. M. transversus abdominis, transversal verlaufende Schicht des Beckenbodens):
  - Kräftigung der Muskeln über den funktionellen Einsatz bei aufgerichtetem Becken,
  - Funktioneller Wechsel zwischen Anspannen und Loslassen angepasst an den Auf- oder Abbau der Stand- oder der Spielbeinphase.
  - Mobilisation von Zwerchfell und Beckenboden.
- Innerhalb der Muskulatur, die für eine spiralige Verschraubung zwischen Hüfte und Oberschenkel zuständig ist.
- Durch den funktioneller Einsatz von Impulsmuskulatur.

Diese Grundübung sollte in jeder Behandlungseinheit durchgeführt werden. Entsprechend der individuellen Schwächen oder auch Stärken der Patienten, hatte die Therapeutin die Möglichkeit ihre Behandlungsinhalte zu variieren. Sie konnte zum einen über isolierte Übungen (auch Bodenübungen), die dem spiraldynamischen Therapiekonzept entstammen, individuelle Defizite aufarbeiten. Sie konnte zum anderen bei der Durchführung des Stufenschrittes individuelle Schwerpunkte setzen oder den Schwierigkeitsgrad z.B. über veränderte Geschwindigkeiten oder abnehmender Unterstützungsfläche erhöhen.

4 Methodik

4.1 Zielformulierung, Studienaufbau und Hypothesen

Bandscheibenpatienten zeichnen sich nach dem bisherigen Forschungsstand durch einen segmentalen Stabilitätsverlust aus. Zahlreiche Studien weisen umfassende Dysfunktionen bei Rückenpatienten in den passiven, akiven und neuralen Subsystemen nach. Jedoch fallen sowohl die Beschädigungen, das Ausmaß dieser Stabilitätsverluste wie auch die Reaktionen innerhalb des Stabilisierungssystems intra- wie auch interindividuell sehr verschieden aus. Wenig ist bisher darüber bekannt, wie sich das segmentale Stabilisierungssystem vor allem innerhalb der lokal stabilisierenden Muskeln und das Bewegungsverhalten langfristig bei Alltagsbewegungen an chronische immer wiederkehrende Schmerzen anpasst. Für Forschung und Praxis ist jedoch sowohl der Nachweis von eventuell typischen Dysfunktionen in den drei stabilisierenden Subsystemen und dem Bewegungssystem, wie aber auch deren Beeinflussbarkeit durch gezielte Therapieinterventionen von elementarer Bedeutung. Darum wurde als Forschungsinhalt der hier durchgeführten empirischen Studie die Untersuchung

- des Gangverhaltens von Bandscheibenpatienten auf typische Unterschiede innerhalb der neuromuskulären Aktivitäten der stabilisierenden Muskulatur, sowie beim kinematischen Bewegungsverhalten in dieser Region
- und der diesbzgl. Einfluss von Therapien, welche sowohl stabilisierend wirken als auch die intermuskulären Koordinationen und das Bewegungsverhalten verbessern sollen, ausgewählt.

Hierzu war zunächst in einer Querschnittstudie das Gangverhalten von Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall Höhe L4/L5 bzw. L5/S1 mit Rückengesunden zu vergleichen. Für die Ganganalyse gingen die Probanden auf dem Laufband bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Steigungen. Dabei wurden beidseitig die zyklischen Innervationsverläufe von M. transversus abdominis gemeinsam mit M. obliquus internus, des M. multifidus auf Höhe der Bandscheibenvorfälle und des M. gluteus medius elektromyographisch abgeleitet sowie mit Hilfe eines ultraschalltopometrischen Messverfahrens die dreidimensionalen Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen aufgezeichnet.

Die Auswertung dieser Ganganalysen sollte Aufschluss darüber geben, ob sich überhaupt typische neuromuskuläre Dysfunktionen innerhalb der die Segmente und das Becken stabilisierenden Muskeln und typische veränderte Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten beim Gehen der Rückenpatienten belegen lassen.

Für eine sich anschließende Längsschnittstudie erfolgte eine Aufteilung der Bandscheibenpatienten in zwei Gruppen. In beiden Gruppen sollten dysfunktionale Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten über anatomisch funktionelle Verhaltensweisen aufgearbeitet werden. Hierdurch sollten geschädigte passive Strukturen entlastet und neuromuskuläre Dysbalancen innerhalb der drei Muskelklassen ausgeglichen werden mit dem Ziel, Einfluss auf das segmentale Stabilisierungssystem zu nehmen. Die genauen Behandlungsinhalte und Rahmenbedingungen wurden für eine studienbegleitende Physiotherapeutin im Vorfeld festgelegt (vgl. Kap. 3). Die eine Gruppe führte ein allgemeines Stabilisations- und Mobilisationstraining mit dem Ziel der Wiedererlangung der physiologischen Wirbelsäulenhaltung durch. Die anderen Patienten hingegen absolvierten ein neuromuskuläres Koordinationstraining, bei dem Muskelketten vor allem im Sinne der Gehbewegung reaktiviert werden sollten. Ziel der Längsschnittstudie war es, die Behandlungseffekte dieser zwei verschiedenen Therapien zu evaluieren. Hierzu wurde untersucht, inwieweit die Behandlungen die intra- und intermuskulären Koordinationen innerhalb der die Wirbelsäulensegmente stabilisierenden Muskeln, sowie das Bewegungsverhalten in der Hüft-, Becken- und Lendenregion beim Gehen verändern. Die Aufzeichnung und der Vergleich des elektromyographischen und das kinematischen Gangverhaltens der Rückenpatienten geschah vor und nach den Therapien. Daneben sollte der Einfluss auf Parameter wie Schmerzen und funktionelle Beeinträchtigungen ausgewertet werden. Dazu wurden vor Beginn und zum Abschluss der Behandlungseinheiten über mehrere Fragebögen die subjektiv erlebten körperlichen Zustände und Verfassungen, die durch Schmerz verursachten Beeinträchtigungen innerhalb verschiedener Lebensbereiche, sowie die Schmerzstärke bei den Rücken belastenden Bewegungen und Tätigkeiten festgehalten.

Folgende **Hypothesen** wurden für diese Studie aufgestellt.

A: Bei einer kinematischen und elektromyographischen Analyse des Gangbildes zeigen sich bei Bandscheibenpatienten im Vergleich zu einer rückengesunden Kontrollgruppe Unterschiede sowohl in den dreidimensionalen Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen als auch bei den intra- und intermuskulären Koordinationen ausgewählter die Lendenwirbel und das Becken stabilisierenden Muskulatur.

B: Die beiden verschiedenen sport-/physiotherapeutischen Therapien, die aber beide die gemeinsamen Ziele der Verbesserung des Bewegungsverhaltens wie den Ausgleich neuromuskulärer Dysbalancen haben, zeigen in Bezug auf die untersuchten elektromyographischen und kinematischen Parameter unterschiedliche Wirkungen.

4.2 Studienteilnehmer

Im Vorfeld der Probandenauswahl wurden in Zusammenarbeit mit einem Kölner Orthopäden und einem Neurologen sowohl für die Patienten als auch für die Rückengesunden Ein- und Ausschlusskriterien definiert. Zu Beginn der Studie informierten der Orthopäden und ein Flyer (vgl. Anhang) die Patienten umfassend über die Studienbedingungen. Die Patienten erfuhren, dass neben den orthopädischen und neurologischen Untersuchungen zwei Bewegungsanalysen am Anfang und am Ende der Studie durchgeführt werden. Voraussetzung für die Studienteilnahme waren das Ausfüllen von Fragebögen und die regelmäßige Teilnahme an den Behandlungen zur Verbesserung der Rückenproblematiken. Lediglich die Durchführung zweier unterschiedlicher Therapien wurde den potentiellen Probanden verschwiegen. Über eine schriftliche Erklärung bestätigten die Probanden ihr Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme, das sie jederzeit hätten widerrufen können.

Die Auswahl Studienteilnehmer erfolgte nach ausführlichen Eingangsuntersuchungen seitens des Orthopäden und des Neurologen mit Anamnese, klinischem Befund und bildgebenden Verfahren, wobei folgende Voraussetzungen zu erfüllten waren:

- Bandscheibenvorfall Höhe L4/L5 bzw. L5/S1 mit degenerativen Bandscheibenveränderungen und eventueller Spondylarthrose,
- klinische Zeichen wie Lumbalgie, Lumboischalgie, Lumboglutealgie oder Ischialgie,
- chronisches Stadium.

Weiterhin sollten die Patienten zwischen 20 und 55 Jahre alt sein. Es wurden ebenfalls nur Patienten in die Studie aufgenommen, bei denen nach ausführlichen Eingangsuntersuchungen durch den Orthopäden folgende Kriterien ausgeschlossen werden konnten:

- Bandscheibenvorfälle in einem akuten schmerzhaften Stadium,
- chronische Rückenschmerzen, die schon länger als zwei Jahre andauern,
- Skoliosen,
- Erkrankungen der Wirbelsäule wie Morbus Scheuermann; Morbus Bechterew, Osteoporose, Osteomalzie,
- tumoröse oder entzündliche Veränderungen an der Wirbelsäule,
- Spondylolysen und Spondylolisthesen,
- degenerative Spinalkanalstenosen,

- Wirbelsäulenverletzungen wie Frakturen,
- permanente Einnahme von Schmerzmedikamenten,
- Teilnahme an weiteren spezifischen Wirbelsäulentrainingsprogrammen,
- akute oder gerade verheilte Verletzungen an den unteren Extremitäten,
- Extremfälle in Größe und Gewicht,
- Beinlängendifferenzen größer als 1,5 cm.

Zusätzlich untersuchte der Neurologe bei den Patienten den M. multifidus beidseitig auf den Wirbelsegmenthöhen L4/L5 und L5/S1 und den M. gluteus medius mit Hilfe von Nadel-EMG-Studien auf neuropathologische Beschädigungen. Die Nerven beider Muskeln, beim M. mutlifidus erfolgt die Innervation sogar segmental, können über einen Bandscheibenvorfall in der unteren Lumbalregion beschädigt sein (Kendall et al. 1998; Bogduk 2000; Wu et al. 2000). Bei keinem der untersuchten Patienten lag eine neuropathologische Beeinträchtigung vor, weshalb davon ausgegangen werden konnte, dass durch den Bandscheibenvorfall weder die Auswertung der elektromyographischen Daten noch die Trainierbarkeit der Muskel beeinträchtigt waren. Für die beiden Bauchmuskeln hingegen wurden keine neurologischen Tests durchgeführt, da deren Innervation über die Nn. Intercostales (Th7-Th12 und L1) durch einen Bandscheibenvorfall Höhe L4-S1 nicht beschädigt sein konnte (Dvorak et al. 1997; Kendall et al. 1998).

Für die **Querschnittstudie** wurden beim kinematischen Vergleich 15 Rückengesunde mit 15 Rückenpatienten verglichen, für die elektromyographische Auswertung hingegen nur die Aufzeichnungen der Patienten (n=8) verwandt, die einen isolierten Bandscheibenvorfall Höhe L5/S1 mit einseitiger radikulärer Problematik links aufwiesen. Diese Einschränkung sollte die genauere Untersuchung des M. Mulifidus auf zwei verschiedenen Höhen und Seiten ermöglichen.

Tab. 7: Mittelwert (x) und Standardabweichungen (s) der anthropometrischen Daten der an der Querschnittstudie teilnehmenden 15 Rückengesunden und 15 Rückenpatienten.

	Rückengesunde											
	Frauen (n=7)				Männer (n=8)				Gesamt (n=15)			
	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI
x	30,11	169	57,54	21,11	32,67	182	77,36	23,16	31,21	175	68,21	21,97
s(+/-)	9,03	4,21	3,81	2,18	6,67	3,06	3,99	1,52	7,73	8,08	11,06	2,08
	Rückenpatienten (Kinematik)											
	Frauen (n=7)				Männer(n=8)				Gesamt (n=15)			
x	32,57	170,42	63,86	21,89	32	185,38	88,43	25,71	32,14	178,4	76,97	23,93
s (+/-)	8,87	6,12	11,18	2,68	5,88	4,53	8,4	1,83	7,4	9,62	15,81	2,96
	Rückenpatienten (EMG)											
	Frauen (n=4)				Männer(n=4)				Gesamt (n=8)			
x	36,5	171,76	64,5	21,69	29	188	90,25	25,47	32,75	179,86	78,66	23,62
s(+/-)	9	5,68	15,24	3,6	0,04	4,4	12,04	2,44	7,63	9,87	17,63	3,49

Der Orthopäde untersuchte ebenfalls die rückengesunde Kontrollgruppe. Für diese Probanden galten identische Ein- und Ausschlusskriterien. Diese Teilnehmer durften natürlich keine diagnostizierten Bandscheibenvorfälle und keine Rückenschmerzen haben.

Für die Durchführung der **Längsschnittstudie** mussten die Patienten nach Abschluss der Eingangsuntersuchungen mit der für die Studie ausgewählten Physiotherapeutin Kontakt aufzunehmen, um mit ihr die notwendigen Behandlungstermine zu vereinbaren. Der Zeitpunkt des Anrufes suchten sich die Patienten selbst aus. Dieser sollte aber möglichst nah der Eingangsuntersuchungen liegen. Die Einteilung der Patienten in beide Therapiegruppen erfolgte durch die Physiotherapeutin per Zufallverfahren, indem diese die überwiesenen Patienten entsprechend des Zeitpunktes der Kontaktaufnahme abwechselnd in die Experimentalgruppe 1 und 2 aufteilte.

Vorgabe für die Patienten und die Therapeutin war es, die Behandlungen mit 24 Therapieeinheiten innerhalb von 4 Monaten abzuschließen. Ausnahmen von dieser Regel wurden nur durch in der Therapiezeit liegende Urlaube bzw. Krankheiten seitens der Patienten bzw. der Therapeutin gemacht und nur dann, wenn ansonsten die Teilnahme regelmäßig war. Angestrebt werden sollten 2 Therapieeinheiten pro Woche über einen Zeitraum von 40 Minuten.

Tab. 8: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der anthropometrischen Daten (Alter, Größe, Gewicht, BMI) von den Probanden, deren Daten für die Längsschnittstudie ausgewertet wurden (n =40).

Rückengesunde												
	Frauen (n=7)				Männer(n=8)				Gesamt (n=15)			
	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI
x	30,11	169	57,54	21,11	32,67	182	77,36	23,16	31,21	175	68,21	21,97
s (+/-)	9,03	4,21	3,81	2,18	6,67	3,06	3,99	1,52	7,73	8,08	11,06	2,08
Experimentalgruppe 1												
	Frauen (n=7)				Männer(n=6)				Gesamt (n=13)			
x	40	170,71	63,35	21,62	34,34	183,17	82,67	24,64	35,92	176,46	72,27	23,01
S(+/-)	9,01	6,62	11,43	2,58	7,03	3,71	6,31	1,63	7,97	8,33	13,50	2,65
Experimentalgruppe 2												
	Frauen (n=5)				Männer(n=7)				Gesamt (n=12)			
x	33,75	168,75	66,88	23,40	35,5	185	88,25	25,80	34	180,61	83,15	25,30
S(+/-)	9,74	5,37	12,2	3,27	3,39	3,35	2,04	1,09	5,93	9,92	13,94	2,41

Insgesamt haben 28 Rückenpatienten eine Therapie begonnen, von denen 25 ihre Behandlung abgeschlossen haben. Ein Patient hat die Therapie ohne weitere Angaben beendet. Ein anderer musste die Therapie wegen akuter Schmerzen abbrechen. Der Dritte wurde wegen unregelmäßiger Teilnahme von der Studie ausgeschlossen. Aufgrund technischer Defekte der Messanlagen konnten die letzten 4 Patienten ihre Gangbildmessungen nicht wiederholen.

Im kinematischen und elektromyographischen Teil der Längsschnittstudie konnten also die Veränderungen beim Gehen von insgesamt 21 Patienten, 11 Probanden der Experimentalgruppe 1 und 10 Probanden der Experimentalgruppe 2, untersucht werden.

Für die Auswertung der Fragebögen wurden auch die Daten der 4 Patienten hinzugenommen, die ihre Ganganalyse nicht wiederholen konnten.

4.3 Untersuchungsverfahren

4.3.1 Ultraschalltopometrisches Messverfahren

4.3.1.1 Messtechnik

Die kinematische Analyse des Gangbildes erfolgte mit Hilfe eines ultraschalltopometrischen Messverfahrens der Firma Zebris. Die Messtechnik einschließlich der Fußkontaktschalter stellte die Firma Zebris für die Studie zur Verfügung. Zahlreichen Studien haben schon ultraschalltopometrische Messverfahren für (segmentale) Haltungsanalysen, Vermessungen von Wirbelsäulenbeweglichkeiten, von Funktionsstörungen und von lumbalen Winkelreproduzierbarkeiten verwandt z.B. Dalichau et al. 1999; Dalichau u. Scheele 2000a u.b; Thorwesten 2000; Schreiber et al. 2001a u. b). Weiterhin wurden mit der Ultraschalltopometrie ganganalytische Aufzeichnungen der unteren Extremitäten durchgeführt (z.B. Obens 2000; Knoll et al. 2004; Bejek et al. 2006). Studien insbesondere von Dalichau et al. (1998 u.1999), Vogt (z.B.1998, et al. 1998; 2001, et al. 2003) und Portscher et al. (2000) zeichneten mit Hilfe dieser Technik die lumbalen bzw. pelvikalen dreidimensionalen Bewegungen auf. Die Reliabilität und Validität dieses Messverfahrens ist ausreichend bewiesen (Banzer u. Vogt 1995; Schreiber et al. 1996; Vogt u. Banzer 1997; Himmelreich et al.1998; Dvir u. Prushansky 2000).

Der technische Aufbau für die kinematischen Messungen sowie die Beschreibungen orientierten sich weitestgehend an den Arbeiten von Vogt (z.B.1998, et al. 1998; 2001, et al. 2003) wie an den Bedienungsanleitungen der Firma Zebris (Zebris Medical GmbH: Messsystem zur 3D-Bewegungsanalyse CMS-HS. Technische Daten und Bedienungsanleitung sowie WinGait 3.00.42 für Windows. Bedienungsanleitung).

Mit dem Bewegungsanalysesystem CMS-HS können Bewegungen jeglicher Art dreidimensional erfasst und ausgewertet werden. Dies geschieht über Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen zwischen den Ultraschallsendern zweier Messeinheiten und den Empfangsmikrofonen, welche am Messobjekt befestigt sind. Durch Triangulation können die absoluten Raumkoordinaten bestimmt werden (Brühl-Segendorf u. Obens 1997; Schreiber et al. 2001). Mit Hilfe der Messtechnik konnten in dieser Studie die dreidimensionalen Bewegungen der Hüft-, Becken- und Lendenregion aufgezeichnet werden. Für die Aufnahme

und Auswertung der studieneigenen kinematischen Parameter wurde die Anwendungssoftware WinGait 3.1.24 von der Firma Zebris verwandt, die speziell für die Anforderungen dieser Studie um die Aufnahmen der Hüftbewegungen weiterentwickelt wurde.

Abb 21: Messung auf dem Laufband mit Hilfe des ultraschalltopometrischen Messverfahrens der Firma Zebris CMS-HS.

Zu der Ausstattung der in der Studie genutzten Messanlage gehörten:

- ein CMS-HS Grundgerät zum Anschluss über Datenschnittstellen an einen PC,
- zwei Messeinheiten MA-HS mit jeweils drei Ultraschallsendern,
- zwei Stative, an denen diese Messeinheiten befestigt werden,
- Ultraschall-Körperoberflächen- Marker (Mikrofone) und Applikationshilfen:
    - zwei T-förmige Kunststoffträger mit jeweils einem speziellen Dreifachmarker mit Ultraschallmikrophonen für die Messung der Bewegung von Becken und Th12,
    - zwei Dreifach-Ultraschallmarker TS-U1Hs für die Bestimmung der Oberschenkelbewegung,
- ein Kabeladapter mit 10 Eingängen,
- ein Ultraschallabtaststift PS35-1HS. Über diesen Taststift werden anatomische, oberflächig gelegene Referenzpunkte eingegeben,

- ein Kalibrierungsrahmen für die Bestimmung der räumlichen Anordnung der Messaufnehmer zueinander und zum Laufband,
- zwei Fußkontaktschalter mit drucksensitiven Schaltern für Ferse und Ballen,
- ein Microsoft Windows kompatibler Rechner (AMD Athlon, XP 2400+; Home Edition Version 2002).

4.3.1.2 Messung der kinematischen Parameter

Im Vorfeld der Ganganalyse wurde die individuelle Neutralstellung im Stand mit Hilfe der Ultraschallsender und der anatomischen Referenzpunkte gemessen. Die individuell aufgezeichneten Winkelverlaufkurven beim Gehen stehen in Relation zu dieser gemessenen Neutralstellung.

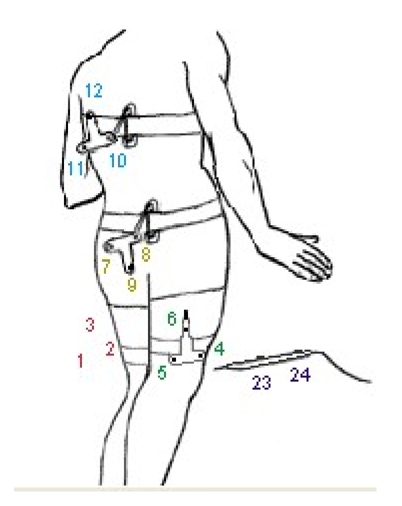


Abb. 22: Position der Ultraschallsender Höhe Th 12, S2 und lateral oberhalb der Kniee (WinGait(3.1.24, New Record).

Für die Analyse der Beckenbewegung benötigte das Messsystem die vorherige Markierung folgender drei Beckenpunkte:

- der auf dem Kreuzbein liegende Wirbelkörper S2,
- die Erhebungen auf dem Darmbein Spina iliaca anterior superior (ASIS) rechts und links.

Über drei Ultraschallmikrophone auf einem T-förmigen Kunstoffträger konnten die Positionen dieser drei anatomischen Punkte bestimmt und dadurch die absoluten Beckenstellungen im Raum aufgezeichnet werden (Obens et al. 1996; Taylor et al. 1999; Portscher et al. 2000; Vogt 2001).

Bei den **Hüftbewegungen** wurden innerhalb der drei anatomischen Ebenen die relativen Bewegungen zwischen Oberschenkel und Becken zueinander gemessen. Die Messtechnik zeichnet dabei die linke und die rechte Seite getrennt von einander auf (Ounpuu et al. 1991):
Die Messung der Beckenbewegung hierzu erfolgte wie schon beschrieben.
Die Position des Oberschenkels ergab sich über drei folgende Punkte:

- Hüftrotationszentren (HRZ), welche über eine spezielle Formel von Davis et al. (1991) berechnet wurden,
- Knierotationszentren (KRZ) innen und außen, welche über den Taststift eingegeben wurden.

Die Messung der Oberschenkelpositionen in den drei Ebenen erfolgte über zwei Dreifach-Ultraschallmarker, die lateral oberhalb des Knies mit Hilfe von Gurten am Bein befestigt waren.

Bei den **lumbalen Bewegungen** wurden innerhalb der drei Ebenen die relativen Bewegungen zwischen thorakolumbalem Übergang (Wirbelkörper Th 12) und Becken gemessen (Whittle u. Levine 1997; Portscher et al. 2000; Vogt 2001; Schache et al. 2002).
Die Messung der Beckenbewegung hierzu erfolgte wie schon beschrieben.
Die lumbalen Bewegungen wurden über drei Ultraschallmarker auf einem Kunststoffträger gemessen, wobei der Kunststoffträger für den Oberkörper wurde auf der Höhe von Th 12 mit einem Gurt um den Rumpf angebracht war (Thurston u. Harris 1983; Stokes 1984; Callaghan et al. 1999; Vogt 2001).

Abb. 23: 242-FSR Fußkontaktschalter für Noraxon Kabel- und Telemetrie-Systeme (Noraxon EMG & Sensor Systems).

Ebenfalls gehörten auch Fußkontaktschalter zum Messsystem. Die an der Fußsohle angebrachten Kontaktschalter ermöglichten die Erfassung der Bodenkontaktsignale bei

Fersenkontakt und Fußabheben. Dadurch konnte eine zeitliche Einordnung der ermittelten Werte erfolgen, aus denen sich Beginn und Ende der einzelnen Gangzyklen, der Schwung- und Standphasen berechnen ließen (Perry 2003).

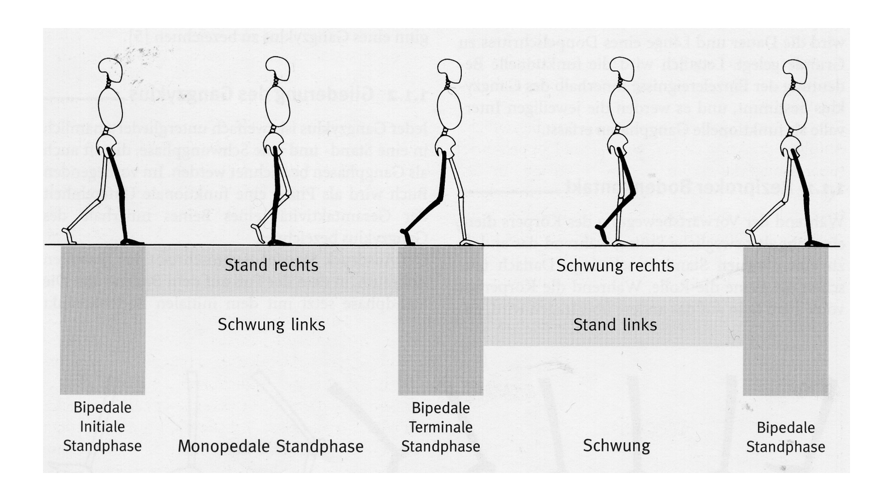


Abb. 25:Untergliederung der Standphase und deren Beziehung zum bilateralen Bodenkontakt. Senkrechte dunkle Balken: Dauer der bipedalen Standphase (rechter und linker Fuß). Horizontale, hellgraue Balken: monpedale Standphase. Die gesamte Standphase besteht aus drei Intervallen:bipedale initiale Standphase, monopedale Standphase und die nächste (terminale) bipedale Standphase. Leerer Balken: Schwungphase im Anschluss an die terminale bipedale Standphase (vgl. Perry 2003, S. 2).

4.3.2 Elektromyographisches Messverfahren

4.3.2.1 Elektromoyographie

Zahlreiche Studien bedienen sich der Elektromyographie, um die neuromuskulären Aktivierungen vereinzelter Muskeln oder Muskelgruppen beim Gehen zur erforschen. Für den Ausschluss zahlreicher Fehlerquellen sind sorgfältigste Handhabung der elektromyographischen Messtechnik, -bearbeitung und -auswertung erforderlich (Bochdansky 1994; DeLuca 1997; Schaff u. Senner 1999; Schaff u. Soderberg 1999; Soderberg u. Knutson 2000; Verdonck et al.2003; Freiwald et al. 2007). Bei Gangstudien zeigen insbesondere innerhalb der proximal liegenden Muskulatur große intra- und interindividuelle Unterschiede, wodurch eine allgemeine Aussage über das Innervationsverhalten erschwert wird (Arsenault et al. 1986; Shiavi 1987; Winter 1983 u. 1991). Bei Rückenpatienten bietet die Elektromyographie die Möglichkeit, muskuläre Innervationen auf gestörte zeitliche Abläufe im EMG Muster zu untersuchen (Winter 1991; Whittle 1996; Perry 2003). Grundsätzlich unterscheidet Perry (2003) hierbei vorzeitige, verlängerte, kontinuierliche, verzögerte, verkürzte und fehlende Innervierungen. Auch der Nachweis von umgekehrten Schwung- und Haltezeiten, also Phasenverschiebungen, sind bei pathologischen oder nur veränderten

Gangmustern möglich. Insgesamt werden Messungen mit Hilfe der EMG-Technik ausreichende Reliabilität und Validität nachgewiesen, jedoch sind die Ergebnisse sowohl von den Ableitungsbedingungen wie von der nachfolgenden Bearbeitung des Rohsignals abhängig. So wird die Elektromyographie zwar als wertvolles Messinstrument in der Forschung und der Rehabilitation geschätzt, die Anwendung, Interpretation und Vergleichbarkeit studieninterner Ergebnisse sind aber mit zahlreichen Einschränkungen und Problemen behaftet.

4.3.2.2 Elektromyographische Messtechnik

Für diese Studie stellte die Firma Velamed GmbH in Köln die elektromyographische Messtechnik zur Verfügung. Grundsätzlich besteht beim Gehen die Wahl, die muskulären Innervationen über Draht- oder Oberflächenelektroden abzuleiten (Winter 1991; Perry 2003). Hier wurden für die Ableitung die wesentlich kostengünstigeren, anwender- und probandenfreundlicheren Oberflächenelektroden benutzt, die die Rekrutierungs- und Feuerungscharakteristiken der unter den Elektroden liegenden motorischen Einheiten erfassen (Konrad 2005). Hierzu wurden die selbstklebenden Nassgel-Doppelelektroden *Noraxon Dual Electrodes* (Type Blue Senso POOS) aufgrund ihrer geringen Größe ausgesucht. Sie beanspruchen eine Fläche von 4 x 2,2 cm². Der Durchmesser jeder einzelnen Elektrode beträgt 1 cm und der Abstand zwischen beiden 2 cm. Die Differenzspannung zwischen den Elektroden wurde in Bezug auf eine Referenzelektrode, eine Nassgel-*Noraxon Single Electrode*, gemessen. Diese Elektrode hat einen Durchmesser von 3,8 cm (www.noraxon.com).

Abb. 26: Noraxon Dual Electrodes (Noraxon EMG & Sensor Systems).

Der EMG-Verstärker „MyoSystem 2000“ (Noraxon INC-USA; 8-kanalig) hat die Roh-EMG-Messsignale unmittelbar am Ableitungsort vorverstärkt. Das Gerät kann mit einem Bandpassfilter von 10-500 Hz die EMG-Signale differenziell verstärken. Nach Herstellerangaben besitzt es eine Eigenimpedanz von mehr als 10 MOhm, die

Verstärkergeräusche sind geringer als 7 µVrms und die Common Mode Rejection Ratio entspricht 120 dB. Die elektromyographischen Potentiale wurden mit einer Frequenz von 500 Hz über einen A/D-Wandler in digitale Werte konvertiert und zur weiteren Bearbeitung auf einer Festplatte gespeichert (www.noraxon.com).
Zur Überprüfung der EMG-Aktivitäten im Vorfeld der Messung diente die Analyse-Software *Myoresearch* (Noraxon-USA). Die eigentlichen EMG-Messungen und -auswertungen bei der Studie erfolgten zusammen mit der kinematischen Analyse über die Zebris Anwendungssoftware WinGait 3.1.24.

4.3.2.3 Muskelableitungen

Für die Ganganalyse wurden die segmental stabilisierenden M. transverus abdominis/ M. obliquus internus und M. multifidus und der das Becken stabilisierende M. gluteus medius zur weiteren Erforschung ausgesucht. Die Ableitung aller Muskeln erfolgte beidseits.

Eine isolierte Ableitung des **M. transversus abdominis** über Oberflächenelektroden ist aufgrund der tiefen Lage nicht möglich. Zwei Studien testen die Aussagekraft von Oberflächenelektroden für die Messung des M. transversus abdominis (McGill et al. 1996; Marshall u Murphy 2003). In der hier durchgeführten Studie erfolgte die Applikationen der Elektroden entsprechend den Empfehlungen von Marshall und Murphy (2003), die eine ausreichende Reliabilität in Bezug der zeitlichen Innervierung des Muskels nachweisen konnten. Als Applikationsort galt eine Elektrodenlokalisation 2 cm medial wie caudal der spinae ilaca superior anterior, wo die Elektroden parallel zum Muskelfaserverlauf, also senkrecht zur Körpermittellinie, aufgeklebt werden

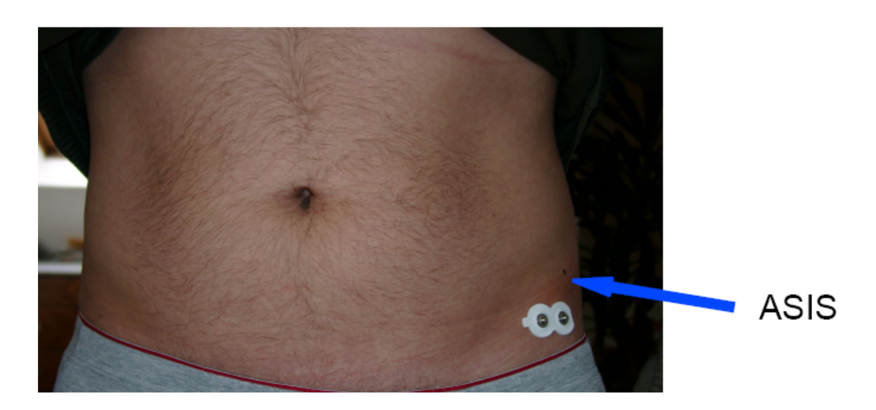


Abb. 27: Elektrodenapplizierung für die Ableitung von M.transversus abdominis und M. obliquus internus.

An dieser Position überlappen sich bzw. verschmelzen lediglich die Fasern von M. transversus abdominis und M. obliquus internus. Die Studie von Marshall und Murphy (2003) weist hier keine störenden Interferenzen durch die angrenzenden Muskeln nach. Die Applikation selbst erfolgte wie bei Marshall u. Murphy (2003) im Stand, um Hautverschiebungen durch den Wechsel vom Liegen zum Stand zu vermeiden. Der Verbesserung der Reliabilität diente jedoch in dieser Studie die Lokalisation der Elektrodenplatzierung mit Hilfe eines gleichschenkeligen Dreiecks (2 cm) aus Pappe.

Entsprechend der Lokalisation der Bandscheibenvorfälle der teilnehmenden Probanden, sollten in dieser Studie die Innervationen des **M. multifidus** im Bereich der Wirbelsäulensegmente von L4/ L5 und L5/S1 untersucht werden. Zahlreiche Studien untersuchen diesen lumbalen Muskel mit Hilfe von Oberflächen- und Drahtelektroden (z.B. Ng u. Richardson 1996; Cholewicki et al. 1997; Hodges u. Richardson 1997; Arokoski et al. 1999; Moseley et al. 2002 u. 2003; Hungerford et al. 2003; Silfes et al. 2005). Da in keiner dieser Studien beide Segmentbereiche gleichzeitig abgeleitet wurden, hat diese Studie als Referenz vor allem die anatomischen Landkarten von Macintosh und Bogduk (1986) ausgewählt. Als Vorteil bei der Ableitung des untersten lumbalen Bereiches gilt, dass dieses Areal des Muskels zwar von der thorakolumbalen Fascie, aber von keinen anderen Muskeln überlagert wird (Netter 1984; Bogduk 2000). Hierdurch können Cross-talks von angrenzenden Muskeln als minimal eingeschätzt werden.

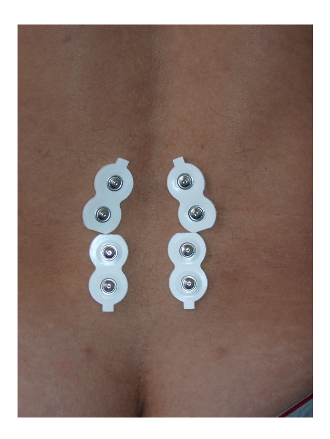


Abb. 28: Elektrodenapplizierung für die Ableitung des M. multifidus L4/L5 und L5/S1.

Entsprechend des angegebenen Muskelfaserverlaufes bei Macintosh und Bogduk (1986) wurden die beiden oberen Elektrodenpaare mit dem oberen Ende unterhalb und 2 cm lateral zum Dornfortsatz von L4 angebracht und dies in einem nach unten geöffneten Winkel von ungefähr 15° Grad. Das entspricht auch weitgehend den Studien von Hodges und Richardson

(1997) und Hungerford et al. (2003). Die unteren Elektrodenpaare für die Segmenthöhe L5/S1 wurden daran anschließend ebenfalls 2 cm, aber parallel zu einer gedachten Linie durch die Dornfortsätze gesetzt (Ng u. Richardson 1996; Cholewicki et al. 1997; Silfes et al. 2005). Die Elektrodenplatzierung erfolgte im Stand.

Die Elektrodenpositionierung beim **M. gluteus medius** orientierte sich zur Standardisierung von Oberflächen-EMG-Applikationen an den Empfehlungen des US Department of Health and Human Service (SENIAM 1992). Entsprechend wurden die Elektroden für die M.-gluteus-medius-Messung in der Mitte einer gedachten Linie von der Crista iliaca zum Trochanter major geklebt. Jedoch erfolgten in dieser Studie abweichend von den Empfehlungen die Vermessung und das Anbringen der Elektroden im Stand und nicht im Liegen. Hierdurch sollten wie bei der Applikation der Rücken- und Bauchelektroden Hautverschiebungen beim Wechsel vom Liegen zum Stand vermieden werden.

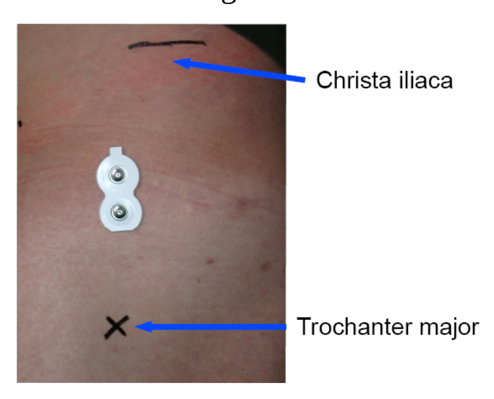


Abb. 29: Elektrodenapplizierung für die Ableitung des M. gluteus medius.

Tab. 9: **Elektrodenapplikation von M. transversus abdominis/M. obliquus internus, M. multifidus L4/L5, M. multifidus L5/S1 und M. gluteus medius**

Abgeleitete Muskeln	Elektrodenpositionierung	Referenzliteratur
M. transversus abdominis / M. obliquus internus	2 cm medial und lateral zum spina iliac superior anterior (SIAS)	Marshall, Murphy 2003
M. multifidus L4/5	2 cm lateral zu einer gedachten Linie durch die Dornfortsätze. Die beiden Elektroden gehen mit ihren unteren Enden in einem Winkel von 30° nach außen auseinander (A-Form)	Nach den anatomischen Landkarten von Macintosh und Bogduk (1986)
M. multifidus L5/S1	2 cm lateral und parallel zu einer gedachten Linie durch die Dornfortsätze	Nach den anatomischen Landkarten von Macintosh und Bogduk (1986)
M. gluteus medius	Mittelpunkt zwischen senkrechter Linie von der Christa iliaca zum Trochanter major	SENIAM (Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives) 1992

4.3.3 Vermessung der Hüftbeweglichkeit

Im Rahmen der Eingangsuntersuchung durch den Orthopäden mass dieser mit Hilfe eines Plurimeters bei den Patienten die Extensions- und Flexionsfähigkeiten der Hüften nach der Neutral-Null-Methode. Das Plurimeter ist ein einschenkliges Hydrogoniometer. Es besteht aus einem mit Kompassöl gefüllten Gehäuse, in dem die mit einem Gegengewicht beschwerte Nadel Bewegungssauschläge in Winkelgraden anzeigt.

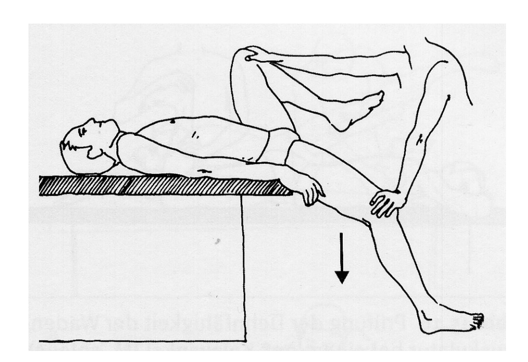


Abb. 30: Prüfung der Dehnfähigkeit der Hüftbeugemuskulatur.

Die Andwendung des Plurimeters sollte Objektivität und Reliabilität bei den Untersuchungen verbessern. Andere Studien konnten für die Messung der Hüftextensionsbeweglichkeiten mit Hilfe des Plurimeters ausreichende Reliabilitäten nachgeweisen (Croft et al. 1996; Theiler et al. 1996).

4.3.4 Fragebogenerhebung

4.3.4.1 Schmerzbedingte Beeinträchtigungen

Der in dieser Studie angewandte Fragebogen „PDI“ (vgl. Anhang) ist eine deutschsprachige Übersetzung des Originals „Pain Disability Index“ (PDI). Bei dem Fragebogen handelt es sich um ein international wie national häufig verwandtes wie empfohlenes Messinstrument bei Schmerzpatienten, welches auch zu Evaluationen von Therapiefortschritten angewandt wird (Pollard 1984; Chibnall u. Tait 1994; Denecke et al. 1995; Pfingsten et al. 1996; Nagel et al. 2002). Dem Fragebogen werden gute Werte in seiner Reliabilität und Validität bescheinigt (Dillmann et al. 1994).

Der „PDI“ erfasst die durch Schmerzen verursachten subjektiv empfundenen Beeinträchtigungen der Patienten in sieben verschiedenen Lebensbereichen: familiäre und

häusliche Verpflichtungen, Erholung und Freizeit, soziale Aktivitäten, Beruf, Sexualleben, Selbstversorgung und lebensnotwendige Tätigkeiten. Bei seiner Selbsteinschätzung soll der Patient auf einer 11-stufigen Ratingskala die empfundenen Beeinträchtigungen in den sieben abgefragten Lebensbereichen angeben. Der Wert 0 entspricht keiner Beeinträchtigung. Ab zwei werden die Schmerzen als schwach, ab 5 als moderat und ab 8 als schwer eingeschätzt. Der Wert 10 stellt die maximal vorstellbare Behinderung durch den Schmerz dar.

4.3.4.2 Körperliche Zustände bzw. Verfassungen

Der Fragebogen „Wkv“ (vgl. Anhang) ist ein Instrument zur Erfassung subjektiv erlebter körperlicher Zustände oder körperlicher Verfassungen. Er soll körperliche und nicht psychische wie aktuelle und nicht habituelle Befindlichkeits- und Empfindungsmerkmale ermitteln. Ziele sind die Evaluation des Verlaufes und des Einflusses von körperorientierten Interventionen, wie sie z.B. bei Sport- und Physiotherapie, sportartspezifischem Training und Entspannungsmaßnahmen erfolgen (Kleinert u. Liesenfeld 2001; Kleinert 2006). Die Gültigkeit und Zuverlässigkeit des „Wkv“ wurde an 645 Probanden überprüft. Der Fragebogen hat sich als valide und reliabel erwiesen (Kleinert u. Liesenfeld 2001; Kleinert 2003)

Der erste Teil des rückenspezifischen „Wkv“ wurde für diese Studie übernommen. Hier sollten die Patienten für ihren unteren Rückenbereich spontan ihre körperliche Verfassung anhand einer Liste von 18 Adjektiven beurteilen. Die Adjektive beschreiben zusammenfassend vier Dimensionen der wahrgenommenen körperlichen Zustände: Energie, Trainiertheit, Gesundheit und Beweglichkeit. Der Grad der Zustimmung wurde mit Hilfe der sechs-stufigen Likert-Skala beurteilt (Kleinert u. Liesenfeld 2001).

4.3.4.3 Radikuläre Schmerzen und Missempfindungen

Der zweite Teil des Fragebogens „Wkv“ von Kleinert wurde für diese Studie abgeändert (vgl. Anhang) und enthält eine eigene Ergänzung des Originalfragebogens für eine spezifischere Erfragung entsprechend den Indikationen der Patienten. So sollten zur Therapieevaluation die Beschwerden und Missempfindungen, die durch einen Bandscheibenvorfall in dieser Region verursacht werden können, vor und nach dem Therapieende von den Patienten beurteilt werden. Neben der Stärke ihrer Problematiken im unteren Rücken konnten die Probanden deshalb auch ihre Schmerzen und Beschwerden (Missempfindungen) in der Beckenregion, in

der linken und in der rechten Extremität angeben. Die Art der Beschwerden bzw. Missempfindungen wurden für die Probanden als wahrnehmbare Sensibilitätsstörungen sowie Kribbeln, Taubheit, pelziges Gefühl, Gefühl wie Einschlafen oder auch als Schwäche bzw. Lähmungen vereinzelter Muskeln definiert.

Wiederum half eine sechs-stufige Likert-Skala das Ausmaß der Schmerzen zu erfassen, wobei keine Schmerzen (trifft gar nicht zu) mit 0 Punkten und starke Schmerzen (trifft sehr zu) mit 5 Punkten bewertet wurden.

Die selbst entworfene Ergänzung ist im Vorfeld der Untersuchung nicht auf Reliabilität und Validität überprüft worden.

4.3.4.4 Schmerzen bei rückenbelastenden Alltagsbewegungen und –tätigkeiten

Der Fragebogen „Schmerzen bei rückenbelastenden Alltagsbewegungen und –tätigkeiten“ stellt wiederum eine eigene Ergänzung zur Schmerzerfassung dar. Hier sollten speziell für die Gruppe von Bandscheibenpatienten die Therapieerfolge bei typischen rücken- und bandscheibenbelastenden Alltagsbewegungen und -tätigkeiten evaluiert werden. Bei dem Fragebogen werden mit Hilfe der sechs-stufigen Likertskala (trifft gar nicht zu – trifft sehr zu) über 16 Items erfragt, inwieweit starke Schmerzen bei Fortbewegungen, Sitzen, Stehen, Rumpfbewegungen, Tragen, Heben, Schlafen, morgendlichem Aufstehen und Husten zutreffen. Keine Schmerzen (trifft gar nicht zu) wurden mit 0 Punkten und starke Schmerzen (trifft sehr zu) mit 5 Punkten bewertet.

Es fanden im Vorfeld der Studie keine Testungen der Reliabilität und Validität des eigenen Entwurfs statt.

4.4 Ganganalytische Untersuchung

4.4.1 Rahmenbedingungen

Die Messungen konnten in der sport- und physiotherapeutischen Abteilung des Heilig-Geist-Krankenhauses in Köln durchgeführt werden. Die Aufnahmen erfolgten auf einem Laufband von Kettler (Kettler Marathon; Norm DIN EM 957-1/6, Klasse A), welches von der Firma für die Studie zur Verfügung gestellt wurde. Die Lauffläche beträgt 130 x 46 cm. Einstellungen von Steigungsgraden sind bis zu 15% möglich. Die minimale Steigung bei dem Laufband entspricht 1° Grad.

Der Messaufbau der Ultraschalltopometrie richtete sich nach den Herstellerempfehlungen von Zebris und in Anlehnung an Portscher et al (2000) und Vogt (2001). Die beiden Messeinheiten standen auf Stativen in einem Abstand von 75 cm in Höhe des Beckens des Probanden. Die Ausrichtung erfolgte in der gleichen Höhe und mit gleichem Neigungswinkel. Die von den Messeinheiten mit einer Messrate von 25 Hz ausgesendeten Ultraschallwellen wurden von den Empfängern am Körper der Probanden aufgenommen. Über den Kabeladapter wurden die Informationen an das Grundgerät CMS-HS weitergegeben, welches über eine parallele Schnittstelle mit dem PC (AMD Athlon™ mit Windows XP Version.) verbunden war. Hier wurden die Daten erstellt und gespeichert.
Die Geräte zur EMG-Messung standen im Raum möglichst weit von anderen elektronischen Geräten entfernt, da sonst externe Störeinflüsse (Artefakte) die Signalaufzeichnung hätten beeinflussen können.

4.4.2 Testvorbereitungen am Patienten

Mindestens 2 Personen führten die Testvorbereitungen durch. Insgesamt haben 4 Studierende der Deutschen Sporthochschule Köln im Rahmen ihrer Dissertation bzw. Diplomarbeiten bei der Ganganalyse mitgeholfen. Eine lange Einarbeitungsphase und die genaue Einhaltung eines Testprotokolls sollten eine möglichst hohe Reliabilität bei den Untersuchungsergebnissen garantieren. Die Tester informierten im Vorfeld die Patienten über die auf sie zukommenden Testvorbereitungen und -bedingungen.

Die Applikation der Elektroden richtete sich an den Empfehlungen von Verdonck et al. (2003) und Konrad (2005) aus. So wurden zuerst evtl. vorhandene Körperbehaarungen im Bereich der angezielten Elektrodenpositionierung durch Rasur entfernt und die Haut mit einer speziellen Paste (Every abrasive and conductive skin cleaning paste von Proxomed) vorbereitet. Nach Abrieb der auf der Haut verbliebenen Paste, wurden die Elektroden in Faserverlaufsrichtung des untersuchten Muskels zentral auf den Muskelbauch bzw. auf die oben genannten Positionen aufgeklebt. Im Gegensatz dazu wurde die Referenzelektrode an einer deutlich tastbaren, knöchernen Stelle am Beckenkamm befestigt. Eine Absicherung der Elektroden am unteren Rücken erfolgte durch zusätzliche schmale Tapestreifen. Klebestreifen sicherten ebenfalls die Elektrodenkabel gegen ein Verrutschen ab, wodurch das Auftreten von Artefakten vermieden werden sollte. Dies geschah aber so, dass keine Zug- und Druckbelastungen auf Kabel und Elektroden einwirkten.

Mit Hilfe des Programms *Myoresearch* (Noraxon) erfolgte nach der Verkabelung der Probanden ein Technikcheck. Die Anwender überprüften die Signalqualität der EMG-Messungen online auf dem Monitor. Für diesen Vortest standen die Probanden vor dem Laufband. Zur Überprüfung der M.-transversus-Ableitung mussten die Probanden zuerst den Bauch einzuziehen und dann husten. Die Testung des M. gluteus medius geschah mit Hilfe von Einbeinständen rechts und links und des M. multifidus über das Vorbeugen und dem anschließenden Wiederaufrichten des Rumpfes. Hierdurch konnten Validität und korrekte Kanalbelegung kontrolliert werden.
Weiterhin führten die Anwender ein „baseline check“ zum Ausschluss weiterer Artefakte durch. Störungen zeigten sich z.B. dadurch, dass die Ausschläge nach einer Bewegung in Ruheposition nicht auf die Nulllinie zurückgingen, die EMG-Grundlinie zu stark „rauschte“ oder nicht genau auf der Nulllinie lag (Konrad u. Freiwald 1997; Verdonck et al.2003; Konrad 2005, Freiwald et al. 2007).

Die Testvorbereitungen für die kinematischen Messungen mit Hilfe der Ultraschalltopometrie erfolgten überwiegend in Anlehnung an die Studie von Vogt (2001) und den Bedienungsanleitungen von Zebris. Für die Ultraschalltopometrie markierten die Anwender mit einem Kohlestift die bei den Probanden anatomisch wichtigen Referenzpunkte für die Taststiftregistrierung und die Triplettkonfiguration (vgl. Kap.4.3.2.1). Nach der Befestigung eines Kabeladapters in einer Gürteltasche am Rücken wurden die Ultraschallempfänger am Körper angebracht. Weiterhin befestigten die Anwender die beiden Dreifachmarker für die

Erfassung der Oberschenkelbewegung lateral oberhalb des Knies am Bein mit flexiblen Klettbändern.

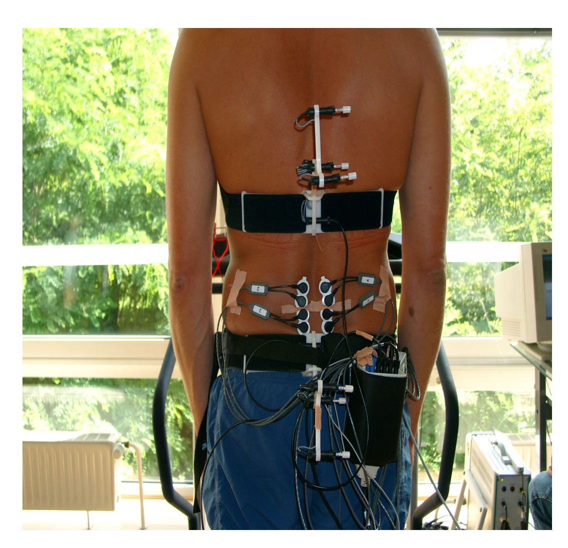


Abb. 31: Befestigung der Dreifachmarker an den beiden T-förmigen Kunststoffträgern am Körper eines Probanden von dorsal gesehen.

Die beiden Dreifachmarker an den beiden T-förmigen Kunststoffträgern wurden ebenfalls mit flexiblen Klettbändern befestig, das untere Triplett am Sacrum jedoch nicht wie bei Vogt (2001) in der Höhe von S1, vielmehr in der Höhe von S2 befestigt. Dies geschah, um eine räumliche Kollision mit den Elektroden zu vermeiden. Die Anwender sicherten den oberen Gurt mit Klebestreifen gegen Verrutschen ab. Sie markierten weiterhin die Höhe des Gurtes auf der Haut, um zwischen den Durchgängen mögliche Verschiebungen erkennen und korrigieren zu können.

Abb. 32: Befestigung der Dreifachmarker an den beiden T-förmigen Kunststoffträgern am Körper eines Probanden von lateral gesehen.

Für die Erfassung der Gangzyklen wurden an beiden Füßen entsprechend den Empfehlungen der Firma Zebris die Fußkontaktschalter am Großzehballen und unter der Ferse mit Tapeband befestigt.

Vor Beginn der Ganganalyse erfolgte zum einen eine Kalibrierung der Lauffläche. Über einen Kalibrierungsrahmen der Firma Zebris auf dem Laufband konnte so die räumliche Anordnung der Messeinheiten in Bezug zueinander und zum Untergrund gemessen werden. Höhe und Steigung des Laufbandes wurden dadurch für das Bewegungsanalysesystem festgelegt.
Zum anderen wurde die Testperson selber kalibriert.

Abb. 33: Taststiftmarkierung der Knierotationszentren oberhalb des Kniegelenkes.

Mit Hilfe des Taststiftes konnten die vorher markierten anatomischen Referenzpunkte an den Knierotationszentren, an den Spinae iliaca anterior superior und an dem Dornfortsatz von S2 dem Messsystem übermittelt und dadurch die dreidimensionale Lokalisation dieser Referenzpunkte zu den Ultraschallempfängern gemessen werden. Anschließend wurde über eine Kalibriertaste im Programm die momentan eingenommene Haltung gemessen und aufgezeichnet. Dafür stand der Proband mittig und ruhig in seiner persönlichen Neutralstellung auf der Lauffläche.

4.4.3 Messdurchführung

Vor der ersten Messung wärmten sich die Probanden solange auf dem Laufband auf, bis sie das Gefühl angaben, sich sowohl an das Laufband wie auch an Kabel und Gurte gewöhnt zu haben, mindestens aber 5 Minuten. Insgesamt wurden drei Messungen durchgeführt, um den

Einfluss von Geschwindigkeit und Steigung auf die kinematischen Parameter analysieren zu können. Die erste Messung erfolgte wie auch in anderen Studien bei einer Ganggeschwindigkeit von 4 km/h (z.B. Doffershofer u. Vink 1985; Vink u. Karssemeijer 1988; Arendt-Nielson et al. 1995; Feipel et al. 2004; Anders et al. 2005; Saunders et al. 2005). Dies entspricht eher einer langsamen Gehgeschwindigkeit, stellt aber auch ungefähr den gemittelten Wert einer als komfortabel empfunden Geschwindigkeit zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten dar (Leroux et al. 2002; Lamoth et al. 2006).

Abb. 34: Messaufnahme eines Probanden beim Gehen

Beim zweiten Messdurchgang gingen die Patienten mit einer zügigeren Geschwindigkeit von 5,5 km/h. Diese Geschwindigkeit erlaubt es auch noch kleineren Probanden zu gehen, ohne zum Laufen überwechseln zu müssen (Doffershofer u. Vink 1985). Bei der dritten und abschließenden Messung gingen die Probanden bei einer Steigung von 12% mit einer Geschwindigkeit von 4 km/h bergauf. Alle Messungen wurden mindestens über einen Zeitraum von 1 ½ min aufgenommen, online dargestellt und digital gespeichert. Die Patienten sollten während des Messvorgangs möglichst unnötige Bewegungen wie sich „durch die Haare streichen“ oder „Umdrehen“ vermeiden. Weiterhin sollte während der Messung nicht gesprochen, gelacht oder gehustet werden, da dies die elektromyographischen Aktivitäten der untersuchten Muskeln beeinflusst hätte.

Entsprechend den Empfehlungen von Verdonck et al. (2003) gingen die Patienten in Socken ohne Schuhe. Während der Messung bestimmte das Programm mit Hilfe der

Fußkontaktschalter automatisch die Dauer der Stand- und Schwungphasen innerhalb der Gangzyklen. Durch eine Anzeige auf dem Bildschirm konnten die Anwender sie auf regelmäßiges Ein- und Ausgehen überprüften.

Kontrollen der elektromyographischen und kinematischen Signale auf mögliche Artefakte erfolgten während der Eingewöhnungszeit wie auch während der Messungen, wobei Empfangsstörungen zwischen Sender und Empfänger im Programm gesondert angezeigt wurden. Elektrodenanbringungen, Messempfänger und Kabelverbindungen wurden bei Störungen überprüft und eventuelle Fehler beseitigt. Bei Verrutschen der Klettverschlüsse mit den Ultraschallempfängern löschten die Anwender fehlerhafte Messungen. Der gesamte Kalibrierungsvorgang der Testperson wurde wiederholt und eine erneute Ganganalyse durchgeführt.

4.5 Auswertung der Messergebnisse

4.5.1 Kinematische Messergebnisse durch die Ultraschalltopometrie

4.5.1.1 Aufarbeitung der Daten

Für die Auswertung wurden im Zebris-Programm WinGait manuell alle Gangzyklen gelöscht, bei denen trotz vorheriger Überprüfungen Artefakte bei der Ultraschallmessung auftraten, desweiteren auch alle Schritte, bei denen wegen Störungen bei den Fußkontaktschaltern keine klare Einteilung in Stand- und Schwungbeinphase möglich war. Erst nach Beseitigung aller Messfehler erfolgte eine Markierung der 15 zur Auswertung ausgewählten Doppelschritte, wobei 10 Doppelschritte in der Literatur schon als ausreichend reliabel angesehen werden (Arsenault et al. 1986; Kadaba 1989).

Ebenfalls in WinGait wurden die Daten der lumbalen Bewegungen von allen Probanden geändert. Und zwar wurden durch die Herausrechnung der gemessenen Oberkörperrotationen innerhalb der drei Ebenen die individuellen Neutralpositionen geändert. Hierdurch sollten für die Auswertung parallele Oberkörper- (TH12) und Beckenebenen entstehen, um von dieser abgeänderten Neutralposition die Rotationen um die drei Achsen beim Gehen zu analysieren.

Um ein reproduzierbares Aktivierungsprofil zu erhalten, erfolgte über das Zebris-Programm WinGait mit Hilfe der Fußkontaktschalter eine zeitliche Zuordnung aller gemessenen kinematischen Signale in den Gangzyklus, wobei der linke Fersenkontakt als 0% des Gangzyklus (0%-100%) definiert wurde (Portscher et al. 2000; Vogt 2001; Saunders et al. 2005).

Vom Programm sind für jeden Probanden die kinematischen Winkelzeitverläufe der unteren Lendenwirbelsäule, des Beckens und der Hüfte in den einzelnen Bewegungsebenen über deren intraindividuelle Mittelwerte zusammengefasst worden. Programmintern erfolgte die Berechnung der intraindividuellen Standardabweichungen für diese Winkelzeitverläufe. Weiterhin wurden die gemittelten maximalen bzw. minimalen Bewegungsausschläge innerhalb der 15 Gangzyklen ermittelt. Diese Daten wurden zur weiteren statistischen Bearbeitung in das Microsoft Programm Excel übertragen.

Auch konnten in Absprache mit der Herstellerfirma Zebris vom Untersucher zusätzlich die sagittalen Oberschenkelbewegungen der gemittelten Gangzyklen für jeden Probanden berechnet werden. Die Oberschenkelbewegungen Richtung Flexion und Extension ergaben sich aus den Hüftwinkeln minus der entsprechenden Beckenneigungswinkel (Perry 2003). Dies hat den Vorteil, dass die Bewegung des Oberschenkels unabhängig von der Beckenposition beurteilt werden kann. Durch die Verwendung der gemittelten Daten gingen aber die absoluten Werte der Extrembewegung in dieser Ebene verloren.

4.5.1.2 Definitionen der Parameter

Für ein besseres Verständnis der Ergebnisdarstellung sind die aufgezeichneten kinematischen Parameter im Folgenden vom Untersucher definiert.

Die **Beckenbewegungen** sind die gemessenen Positionsveränderungen der aus den drei anatomischen Punkten (ASIS rechts und links, S2) gebildete Ebene (ASA) innerhalb der Sagittal-, Frontal- bzw. Transversalebene.
Eine Beckenkippung nach vorne im Vergleich zur individuellen Neutralstellung bewirkt positive Werte bzw. nach hinten negative. Steht das Becken im Vergleich zur Neutralstellung auf der ipsilateralen Seite mehr cranial und auf der kontralateralen Seite mehr nach caudal, sind die Gradzahlen positiv. Negativ werden die Werte, wenn das Becken in der frontalen Ebene entsprechend anders herum seitlich rotiert. In der transversalen Ebene entstehen positive Ergebnisse, wenn das Becken auf der ipsilateralen Seite nach posterior rotiert und negativ, wenn es sich nach anterior bewegt.

Die **Hüftbewegungen** sind die gemessenen relativen Bewegungen zwischen Oberschenkel und dem Becken. Winkelveränderungen können durch die ausschließliche Bewegung des Oberschenkels, die ausschließliche Bewegung des Beckens oder durch die gleichzeitigen Bewegungen des Oberschenkels und des Beckens verursacht werden. Bei den Hüftbewegungen werden rechte und linke Seite getrennt voneinander aufgezeichnet.
Ausgehend von der indivduellen Neutralposition werden die Hüftbewegungen gemessen.
Bei einer Oberschenkelbewegung in die Flexion bzw. Beckenkippung nach ventral (Hüftflexion) entstehen positive Ergebnisse. Bei den Bewegungen in die anderen Richtungen werden sie negativ. Bei einer Hüftadduktion (Oberschenkelbewegung nach medial bzw. kontralaterales Absinken des Beckens) sind die Werte positiv, hingegen bei einer

Hüftabduktion (Oberschenkelbewegung nach lateral bzw. ipsilaterales Absinken des Beckens) negativ. Rotiert der Oberschenkel nach innen bzw. das kontralaterale Becken nach vorne, entstehen positive Gradzahlen, bei einer Hüftaußenrotation (Oberschenkelrotation nach außen bzw. ipsilaterale Beckenrotation noch vorne) hingegen negative.

Die **lumbalen Bewegungen** sind die gemessenen relativen Bewegungen zwischen thorakolumbalem Übergang (Th12) und dem Becken (ASA). Veränderungen der Winkelgrade lassen sich durch ausschließliche Bewegung des Oberkörpers Höhe Th12, durch ausschließliche Bewegung des Beckens oder durch gleichzeitige Bewegungen des Oberkörpers und des Beckens erklären.

In der Neutralposition stehen Becken und Oberkörper (Th) in allen Ebenen parallel zueinander. Von hier werden die individuellen Abweichungen innerhalb der drei Ebenen beim Gehen gemessen.

Bei zunehmender Oberkörperneigung (Höhe Th12) nach vorne bzw. Beckenkippung nach hinten verringern sich die Gradzahlen (Lendenwirbelsäulenflexion), bei entgegengesetzter Bewegung und dadurch verursachter Lendenwirbelsäulenextension vergrößern sie sich.

Oberkörperflexion zur ipsilateralen Seite bzw. ipsilaterales Anheben des Beckens bewirken positive Werte, Bewegungen in die andere Richtung hingegen negative Zahlen. Positiv werden die Grade bei ipsilateraler Oberkörperrotation nach hinten bzw. ipsilateraler Beckenrotation nach vorne. Bewegen sich Oberkörper und Becken andersherum, werden sie negativ (Je größer jedoch der absolute Betrag der Werte ausfällt, desto größer sind die entgegengesetzten Rotationen von Oberkörper und Becken.).

4.5.1.3 Ausgewertete Parameter

4.5.1.3.1 Winkelverlaufskurven

Auf der Grundlage der intraindividuellen Mittelwerte der kinematischen Messungen wurden mit Hilfe von Excel gruppenspezifische Mittelwerte der Verlaufswerte berechnet. Hieraus wurden die in der Forschung üblichen Winkelzeitdiagramme erstellt, die die gemittelten, variierenden Winkel des Beckens, der Lendenwirbelsäule und der Hüfte innerhalb eines Gangzyklus wiedergegeben (z.B. Thurston 1982, Stokes 1984, Stokes et al. 1989; Crosbie et al. 1997, Taylor et al. 1999; Vogt 2001).

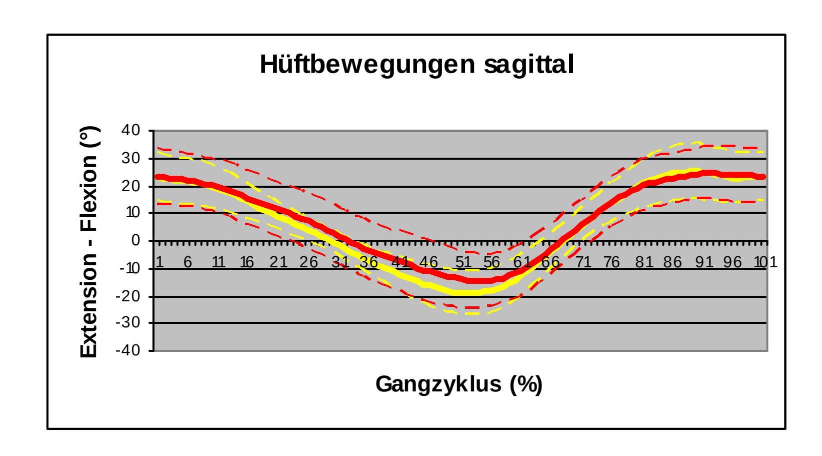


Abb. 35: Beispielgraphik für gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der sagittalen Hüftbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

In den Graphiken wurden die gruppengemittelten Verlaufskurven liniert und deren Standardabweichungen gestrichelt dargestellt. Die Kurven der Rückengesunden sind gelb und die der Rückenpatienten rot. Alle Graphiken beschreiben das kinematische Gangverhalten bei einer Gehgeschwindigkeit von 5,5 km/h. Alle Verlaufskurven beginnen mit dem linken Fersenaufsatz. Bei den Hüftbewegungen wurden die Verlaufskurven der linken Seiten beispielhaft vorgestellt. Die Beschreibung der Verläufe der kinematischen Bewegungen in den Gangzyklus erfolgte mit Hilfe der Einteilung des Gehens in acht funktionelle Unterphasen nach Perry (2003).

Es wurden lediglich die Winkelverlaufskurven der Rückengesunden beschrieben. Die Ergebnisdarstellung bzgl. der Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten bei den kinematischen Bewegungen erfolgte durch einen Vergleich der Bewegungsausmaße, der intraindividuellen Variabilitäten und der zeitlichen Abweichungen.

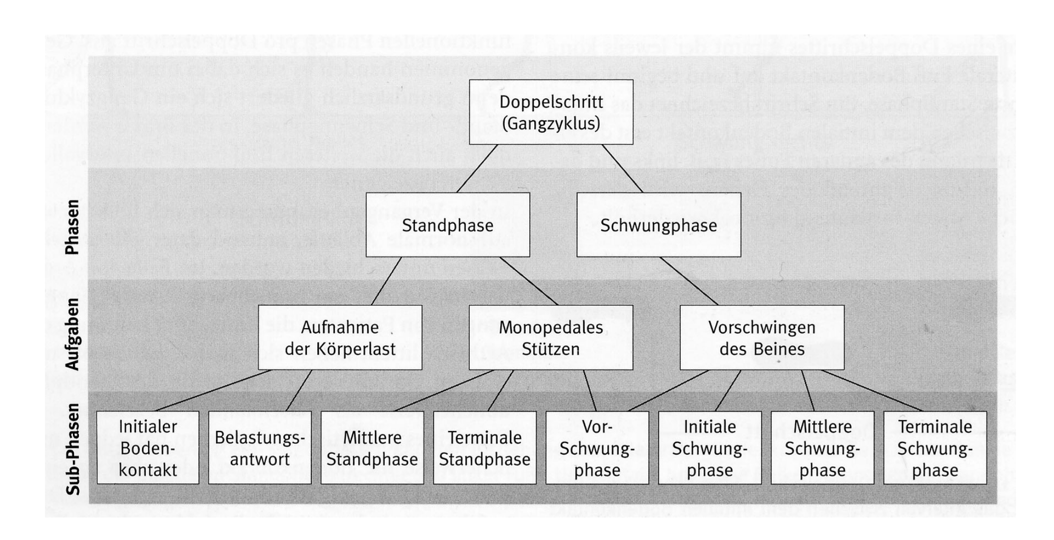


Abb. 36: Gliederung des Gangzyklus in 8 funktionelle Unterphasen (Perry 2003, S.4)

4.5.1.3.2 Bewegungsausmaße

Die kinematische Messauswertung erfolgte durch den Vergleich der intraindividuellen Becken-, Lendenwirbelsäulen- und Hüftbewegungen über mehrere Parameter zwischen den Gruppen. Analysiert wurden hierfür die in allen Bewegungsebenen innerhalb der 15 Gangzyklen in Grad(°) individuell gemittelte Extremwerte (Minimum und Maximum) und die gemittelten maximalen und minimalen Bewegungen der sagittalen Oberschenkelbewegung. Aus diesen Werten wurden die Gesamtbewegungsausmaße (ROM) berechnet und ebenfalls auf Unterschiede geprüft.

4.5.1.3.3 Individuelle Bewegungsvariabilitäten

Als ein weiterer Parameter zur Messauswertung der Kinematik wurden die intraindividuellen Variabilitäten mit Hilfe des Variationskoeffizienten von Winter (1983) berechnet. Zur Auswertung wurde für jeden Studienteilnehmer innerhalb der 15 ausgewählten Schritte dieser Koeffizient bestimmt.

Der Variationskoeffizient berechnet die Wurzel des arithmetischen Mittelwertes aller Varianzwerte dividiert durch den Mittelwert der absoluten gemessenen Werte.

$$cv = \frac{\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} Q_i^2}}{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} | x_i |}$$

N = Anzahl Stützpunkte pro Schrittzyklus

x_i = Messwert zum Zeitpunkt i

Q_i =Standardabweichung von x_i

Formel 1: Berechnung des Variationskoeffizienten CV (coefficient of variation) (WINTER 1983, S.310)

Je größer die gemessenen Unterschiede der Bewegungswerte zwischen den einzelnen Schritten ausfallen, desto größer sind die individuellen Standardabweichungen und damit auch der Variationskoeffizient. Kleine Bewegungsvariabilitäten führen dementsprechend zu niedrigen Variationskoeffizienten und bedeuten höhere Bewegungsstabilitäten.

Die intraindividuellen Variabilitäten geben also die Ungleichmäßigkeiten zwischen den einzelnen Schritten einer Probandenbewegung wieder.

Mit Hilfe des Variationskoeffizienten konnte in dieser Studie zum einen untersucht werden, ob sich die Höhe der berechneten Variationskoeffizienten innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen zwischen den jeweiligen Gruppen unterscheidet. Zum anderen wurden

über alle Bewegungsebenen die individuell gemittelten Variationskoeffizienten und Standardabweichungen bestimmt. Diese sagen aus, wie stark die einzelnen Probanden insgesamt in ihren Hüft-, Becken- und Lendenbewegungen variieren. Ebenso erfolgte die Durchführung gruppenspezifischer Vergleiche mit allen kinematisch berechneten Variationskoeffizienten.

Der Variationskoeffizient von Winter ist ein klassisches Verfahren zur Auswertung von Ganganalysen. Bisher haben jedoch nur wenige Studien den Variationskoeffizient verwandt, um gruppenspezifische Vergleiche zwischen den intraindividuellen Bewegungsvariabilitäten für die Wirbelsäule, die Lenden-Becken-Region und die Hüfte beim Gehen durchzuführen (Winter 1990; Syczewska 1999; Vogt u. Banzer 1999; Vogt 2001).

4.5.1.3.4 Zeitliche Bewegungsqualitäten

Die Herleitung des Deviationsindizes und der daraus berechneten Wahrscheinlichkeit

Ein weiteres Verfahren wurde benutzt, um den zeitlichen Verlauf der gemessenen kinematischen Kurven zu analysieren. Bei dieser studieneigen entwickelten Methode wurde mit Hilfe eines definierten Deviationsindizes untersucht, wie hoch die Wahrscheinlichkeit dafür ist, dass der zeitliche Verlauf der gegebenen Kurve bei rückengesunden Probanden beobachtet wird.

Hierfür wurden die Kurven $f_i(t)$ der N rückengesunden Probanden zu einer Normkurve

$$f(t) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} f_i(t)$$

gemittelt und gleichzeitig die natürliche Varianz

$$\sigma^2(t) = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}\left(f_i(t) - f(t)\right)^2$$

über den Gangzyklus aus den Schwankungen um diese Normkurve bestimmt.

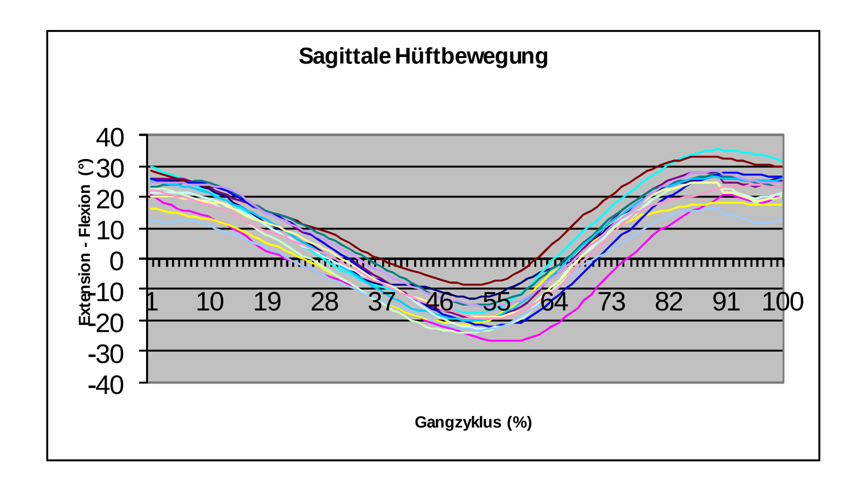


Abb. 37: Beispielgraphik für bei rückengesunden Probanden abgeleitete individuelle Winkelverlaufskurven der linken sagittalen Hüftbewegungen

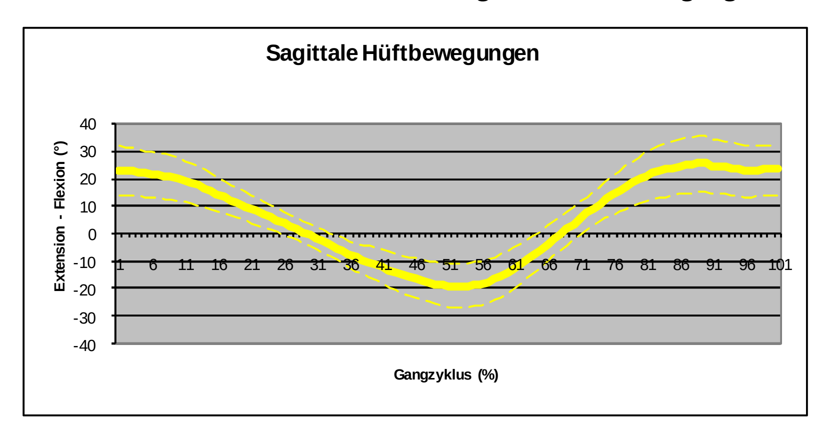


Abb. 38: Beispielgraphik für berechnete Normkurve und Standardabweichungen aus den individuellen Winkelverlaufskurven der Rückengesunden bei den linken sagittalen Hüftbewegungen

Das mathematische Vorgehen formalisiert die intuitive Erwartung, dass es unwahrscheinlich ist, Abweichungen von der Normkurve weit außerhalb der natürlichen Varianz zu beobachten. Dafür wurden zunächst die mit der natürlichen Varianz gewichteten quadratischen Abweichungen von der Normkurve über den Gangzyklus aufaddiert (Chi Quadrat Test).

$$\chi^2 = \sum_{t=1}^{T} \frac{(f_i(t) - f(t))^2}{\sigma^2(t)}$$

Bei den rückengesunden Patienten sind definitionsgemäß die einzelnen Summanden von χ^2 von der Größenordnung eins, d.h. man erwartet bei der Addition ein Ergebnis von der Größenordnung der Anzahl der Messpunkte T, wobei T =100 ist, da der Gangzyklus in 100 Messeinheiten aufgeteilt ist.

$$\chi^2 \approx T$$

So wurde der Koeffizient Q als Maß für die Einschätzung der beim Gehen gemessenen kinematischen wie elektromyographischen Verlaufskurve verwandt.

$$Q = \chi^2 / T \, .$$

Dieser Koeffizient Q wird im Folgenden als **Deviationsindex** bezeichnet.

Mit Hilfe der **unvollständigen Gammafunktion** kann aus dem Deviationsindex eines Probanden berechnet werden, wie hoch die Wahrscheinlichkeit dafür ist, dass das individuelle Ergebnis bei einem Gesunden auftreten würde. Ist diese Wahrscheinlichkeit sehr klein, lässt dies den Schluss auf das Vorliegen einer krankhaften Veränderung zu

$$W = GammaC(\chi^2, T) \, .$$

Auswertung der zeitlichen Verlaufsqualitäten

Für die Auswertung der zeitlichen Verläufe wurden zum einen die in den einzelnen Bewegungsebenen und zum anderen alle berechneten kinematischen Deviationsindizes gruppenspezifisch statistisch verglichen. Desweiteren wurde das Ausmaß an dysfunktionalen und krankhaften Bewegungsverläufen zwischen den Gruppen verglichen. Ebenso erfolgte eine Auswertung der individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten für „normale" Bewegungen in den untersuchten Bereichen. Letztlich fand noch ein Vergleich der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten mit Hilfe von Histogrammen statt, bei dem die Häufigkeitsverteilung über die Flächen der einzelnen Säulen wiedergegeben wurde.

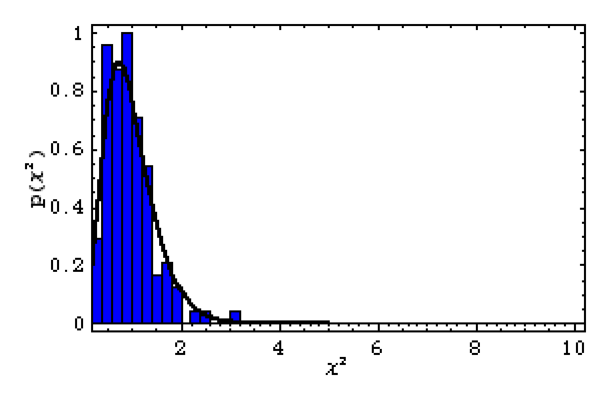


Abb. 39: Beispielgraphik für die Häufigkeitsverteilung der Deviationsindexe (*Q*) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (*Q*) bei Rückengesunden mit Hilfe eines Histogramms:

4.5.2 Elektromyographische Messergebnisse

4.5.2.1 Aufarbeitung der elektromyographischen Daten

Im Vorfeld der Auswertung wurden wie bei den kinematischen Aufzeichnungen alle elektromyographischen Messungen über das Zebris-Programm auf Artefakte geprüft (Froböse et al; Konrad 2005). Trotz gründlicher Elektroden- und Kabelfixierung waren vereinzelte elektromyographische Aufzeichnungen durch messinterne Störungen unbrauchbar. So beobachteten die Untersucher während der Gangtestungen ein häufiges und intensives Schwitzen am Rücken der Probanden. Die feuchte Haut und evtl. trotz der Kontrolle verrutschte Elektroden könnten eine Erklärung dafür sein, dass einige Messaufnahmen gestört waren. Diese wurden aus der Auswertung herausgenommen. Weiterhin sind bei einigen Versuchen Nulllinien-Offsets beobachtet worden. Dies lässt sich durch eine fehlende entspannte Muskulatur beim Messstart erklären. Eine programminterne Offset-Korrektur in der Signalverarbeitung konnte dieses Problem aber beheben.

Für die elektromyographische Analyse wurden dieselben 15 Gangzyklen wie bei der kinematischen Untersuchung verwandt. Um ein typisches, reproduzierbares und auswertbares Aktivierungsprofil zu erhalten, vollzog das Zebris-Programm automatisch mit allen Roh-EMG-Daten mehrere Signalverarbeitungsschritte. Hierbei bereitete das Programm die gemessenen elektrischen Aktivitäten durch eine Kombination aus Signalglättung (100ms), -filterung (Bandpassfilter 10-500 Hz) und Vollgleichrichtung für die weitere Analyse vor (Perry 2003; Konrad 2005). Da die Dauer der einzelnen Gangzyklen hohen Variabilitäten unterworfen ist, hat das Programm weiterhin jeden Zyklus nach einem Verfahren von Winter (1990) zeitnormiert, wodurch eine identische Zuordnung der elektromyographischen Signale in den Gangzyklus ermöglicht wurde. Bei dieser Zeitnormierung teilte das Programm jeden aufgezeichneten Gangzyklus in 100 Abschnitte ein und berechnete die dafür entsprechenden Mittelwerte. Die Zeit-Achse wurde von (Milli-)Sekunden in „Prozent des Zyklus“ konvertiert, so dass die 100 Intervalle jeweils einem Prozent des Gangzyklus entsprechen. Auf der Grundlage dieser zeitnormierten Bewegungszyklen konnte jede Wiederholung eines Intervalls zu einer resultierenden gemittelten Kurve (intraindividuelles Mittelwertprofil „Ensemble average Curve“) zusammengefasst werden (Konrad 2005).
Durch eine sich anschließende Amplitudennormierung wurden die aufgezeichneten Daten in Verhältnis zu einem Referenzwert gesetzt (Soderberg u. Knutson 2000; Verdonck et al.2003; Perry 2003; Konrad 2005). In dieser Studie wurde ein Verfahren gewählt, bei dem das

Programm die gemittelten EMG- Kurven in Referenz zum Mittelwert des jeweiligen Versuches gesetzt hat, was in der Literatur als „Mean Normierung“ bezeichnet wird (Yang u. Winter 1984; Shiavi 1990; Winter 1991; Burden 2003). Diese Normierung ist speziell für die Auswertung des Gehens mit dem Ziel der Erhöhung der Reproduzierbarkeiten von Yang und Winter (1984) entwickelt worden. Wichtig ist, dass durch die Anwendung dieses Normierungsverfahrens nur die Form des zeitlichen Verlaufs und nicht das Ausmaß der muskulären Anregungen auswertbar ist (Yang u. Winter 1984; Shiavi 1990; Winter 1991; Burden 2003).

Dieses Programm fasste für jeden Probanden die elektromyographischen signalüberarbeiteten Innervationsverläufe der untersuchten Muskeln über deren intraindividuelle Mittelwerte zu jedem Zeitpunkt des Gangzyklus (0%-100%) zusammen. Das Zebrisprogramm berechnete ebenfalls die intraindividuellen Standardabweichungen für diese Zeitverläufe. Diese Daten wurden zur weiteren statistischen Bearbeitung in das Microsoft Programm Excel übertragen.

4.5.2.2 Ausgewertete Parameter

4.5.2.2.1 Innervationsverlaufskurven

Auf der Grundlage der intraindividuellen Mittelwerte der elektromyographischen Messungen zu den 100 Messzeitpunkten wurden mit Hilfe von Excel gruppenspezifische Mittelwerte der Verlaufswerte berechnet. Diese gruppengemittelten Verlaufskurven geben das veränderte Ausmaß an durchschnittlicher Aktivität der untersuchten Muskeln beim Gehen wieder (z.B. Yang u. Winter 1984; Shiavi 1987; Winter 1991 u. 1994).

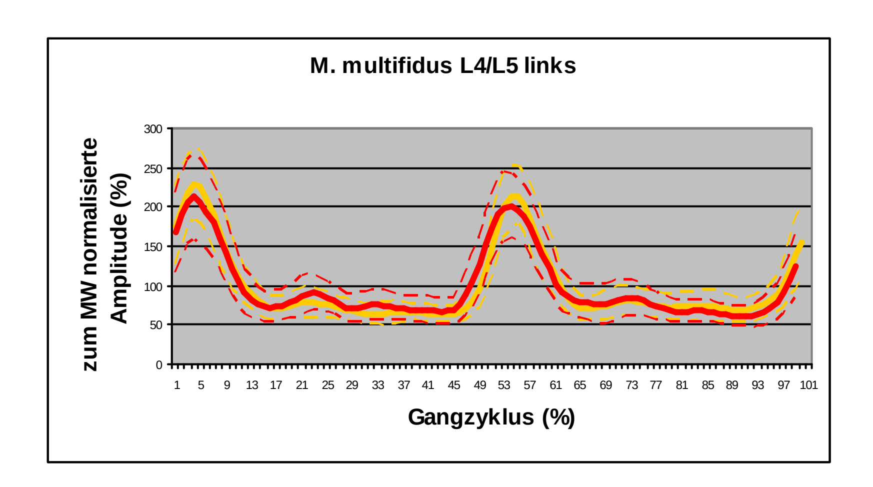


Abb. 40: Beispielgraphik für gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) des M. multifidus L4/L5 von Rückengesunden (gelb) und Rückenpatienten (rot).

In den Graphiken wurden die gruppengemittelten Verlaufskurven liniert und deren Standardabweichungen gestrichelt dargestellt. Die Kurven der Rückengesunden wurden gelb und die der Rückenpatienten rot gezeigt. Die vorgestellten Graphiken beschreiben das elektromyographische Innervationsverhalten der stabilisierenden Muskeln auf der linken Körperseite bei einer Gehgeschwindigkeit von 5,5km/h. Wie bei der kinematischen Ergebnisdarstellung beginnen alle Verlaufskurven mit dem linken Fersenaufsatz. Die Beschreibung der Winkelverlaufskurven erfolgte wie bei der Kinematik entsprechend den acht funktionellen Unterphasen eines Gangzyklusses nach Perry (2003, vgl. Kap. 4.5.1.3.1), wobei lediglich auf die gemittelten Innervationsverläufe der rückengesunden Probandengruppe eingegangen wurde. Unterschiede zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten zeigten die nachfolgenden Parameter auf.

4.5.2.2.2 Individuelle Innervationsvariabilitäten

Wie bei der Auswertung der kinematischen Parameter wurden für die abgeleiteten Muskeln die intraindividuellen Variabilitäten innerhalb der muskulären Aktivitäten mit Hilfe des Variationskoeffizienten von Winter (1983) berechnet. Dies geschah in Anlehnung an Winter (1983, 1991, 1993), Vogt (2001) sowie Tsao und Hodges (2008). Je größer die gemessenen intraindividuellen Unterschiede der Muskelinnervationen zwischen den einzelnen Schritten ausfallen, desto größer ist der berechnete Variationskoeffizient.
Die Analyse erfolgte anhand der gruppenspezifischen Höhen der berechneten Variationskoeffizienten von den einzelnen Muskelableitungen, aber auch zusammengefasst anhand aller Muskelinnervationen. Desweiteren wurde innerhalb der elektromyographischen Analyse speziell die Höhe der Variabilitäten bei den Rückenpatienten innerhalb der vier unterschiedlich abgeleiteten M.-multifidus-Anteile ausgewertet. So wurden die Variationskoeffizienten zwischen der rechten und der linken Seite und zwischen den beiden Segmenthöhen L4/L5 und L5/S1 untersucht.

4.5.2.2.3 Zeitliche Innervationsqualitäten

Die elektromyograpischen Kurven der Rückenpatienten wurden ebenfalls auf mögliche zeitliche Abweichungen untersucht. Die Berechnung des Deviationsindizes und der daraus abgeleiteten Wahrscheinlichkeiten entspricht der Vorgehensweise der kinematischen Messauswertung. Auch hier wurden zuerst die bei Rückengesunden gemessenen Kurven

gemittelt und die natürliche Varianz hierzu ermittelt. Mit Hilfe der Anwendung des Chi-Quadrat-Tests konnten anschließend die individuellen (gemittelten) Abweichungen von der Rückengesundenkurve errechnet werden. Mit Hilfe der unvollständigen Gammafunktionen wurden weiterhin die Wahrscheinlichkeiten dafür berechnet, dass der individuelle Kurvenverlauf aus einer rückengesunden Population kommt. Die Interpretation und Darstellung erfolgt wie bei der kinematischen Darstellung. Eine Analyse erfolgte anhand der berechneten intraindividuellen Deviationsindizes der einzelnen Muskeln sowie aller Muskeln zusammen. Auch wurde das Ausmaß an dysfunktionalen und krankhaften Bewegungsverläufen zwischen den Gruppen verglichen. Ebenso ausgewertet wurden die individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten für „normale“ Muskelinnervationen in den untersuchten Bereichen. Daneben wurde auch der darstellende Vergleich der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten mit Hilfe von Histogrammen durchgeführt.

4.5.3 Ergebnisdarstellung der untersuchten sagittalen Hüftbeweglichkeit

Im Vorfeld der Ganganalyse hat der Orthopäde bei der ärztlichen Anamnese der Probanden die Beweglichkeit/ Dehnbarkeit der Hüfte in der sagittalen Ebene mit der Neutral-Nullmethode gemessen. Aus diesen gewonnenen Daten wurden die individuellen Mittelwerte von den linken und den rechten Gelenksbeweglichkeiten berechnet und für die weitere statistische Auswertung verwandt. Diese Daten sollten bei der Interpretation der kinematischen sagittalen Hüftbewegungsausmaße beim Gehen helfen.

4.5.4 Fragebogenauswertung

Bei dem **Fragebogen „PDI“** bedeutet ein angegebener Wert von 0 keinerlei und ein Wert von 10 eine maximal empfundene Beeinträchtigung. Für die Auswertung wurden entsprechend den Empfehlungen von Dillmann et al. (1994) die individuellen Summenwerte der sieben Bereiche bestimmt. Das heißt, dass bei einem Patienten, der sich in allen Lebensbereichen maximal beeinträchtigt fühlt, sich ein Summenwert von 77 ergeben würde.

Für die Auswertung des **Fragebogens „wkv“** wurde der individuelle Zustimmungsgrad bei den 16 Items für die statistische Auswertung in Zahlen von 0 bis 5 in eine Exceltabelle übertragen und von einem institutsinternen Programm des Psychologischen Instituts der Deutschen Sporthochschule Köln zur weiteren Analyse vorbereitet. Die daraus gewonnenen Daten gaben die wahrgenommenen körperlichen Zustände über die vier Dimensionen wieder,

wobei ein Wert von Null eine sehr schlechte und ein Wert von 5 eine sehr gute Ausprägung bedeutet. Für diese Studie erfolgte eine Änderung der Fragebogenauswertung insoweit, als hier entsprechend der Hypothese nicht detailliert der Therapieverlauf bewertet wurde, vielmehr die Veränderungen der körperlichen Verfassungen: Energie, Trainiertheit, Gesundheit und Beweglichkeit vor und nach den Therapien.

Bei der **studieneigenen Ergänzung des Fragebogens „wkv“,** welche die (radikulären) Schmerzen und Missempfindungen erfassen sollte, wurde die Bewertung der individuell wahrgenommenen Schmerzen über die Skala von „trifft gar nicht zu“ bis „trifft sehr zu“ vorgenommen und wie beim Fragebogen „Wkv“ in Zahlenwerte von 0 bis 5 übersetzt. Dabei bedeutet ein Wert von 0 keinerlei und ein Wert von 5 sehr starke Beschwerden.

Bei dem studieneigenen Fragebogen „**Schmerzen bei rückenbelastenden Alltagsbewegungen und –tätigkeiten“** wurde der Zustimmungsgrad „trifft gar nicht zu“ bis „trifft sehr zu“ in Zahlenwerte von 0 bis 5 übertragen und anschließend die individuellen Summenwerte aus 16 abgefragten Items berechnet. Ermittelte Summenwerte von Null bedeuten keinerlei, ein Wert von 80 hingegen maximal stark empfundene Schmerzen.

4.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der elektromyographischen und kinematischen Daten erfolgte mit Hilfe der Programme EASYSTAT und SPSS, die Datenbearbeitung und Auswertung der Deviationsindizes hingegen mit dem Programm Mathematika.

Zur Überprüfung der in der Studie formulierten ungerichteten Hypothesen wurden über verschiedene Testverfahren die jeweiligen Irrtumswahrscheinlichkeiten (p) berechnet. Dabei wird die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten der Stichprobenergebnisse berechnet, wenn die Nullhypothese gilt, d.h. es existiert kein Unterschied zwischen den Variablen, gilt (Bortz u. Lienert 2003). Für die Irrtumswahrscheinlichkeit p gilt folgende definierte Einteilung der Untersuchungsergebnisse (Willimczik 1997; Bortz u. Lienert 2003):

$p > 0.05$ nicht signifikant

$p \leq 0.05$ signifikant

$p \leq 0.01$ sehr signifikant

Querschnittanalyse

Bei der Querschnittanalyse wurden die unabhängigen metrischen Mittelwerte der bei der Ganganalyse gewonnenen Parameter von Rückengesunden und Rückenpatienten mit Hilfe der statischen Testung auf zweiseitige signifikante Unterschiede getestet. Hierfür wurden die normalverteilten Grundgesamtheiten der beiden unabhängigen Stichproben mit Hilfe von t-Tests statistisch untersucht. Da nicht bei allen Stichproben Varianzgleichheit gegeben war, erfogte neben dem unabhängigen t-Test bei gleichen Varianzen erforderlichenfalls der unabhängige t-Test bei ungleichen Varianzen bei der Analyse (Hoffmann 2000; Bortz u. Döring 2003). Mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse konnte ein Vergleich der Variabilitäten durchgeführt werden. Dieser Test hat den Einfluss der beiden jeweils 2-fach gestuften unabhängigen Variablen (z.B. zwei Gruppen und die Variabilität einer Muskelaktivierung auf der rechten und der linken Seite) auf die untersuchte abhängige Variable geprüft und als Wahrscheinlichkeitseffekt (Haupteffekt) angegeben. Ebenfalls testet diese statistische Analyseform, ob signifikante Interaktionen zwischen den beiden unabhängigen Variablen existieren. Bei signifikanten Interaktionen wurden nicht die Haupteffekte berechnet, sondern die einfachen Effekte in den 2-fach gestuften unabhängigen Variablen (Willimczik 1999; Bortz u. Döring 2003).

Längsschnittstudie

Die in der elektromyographischen und kinematischen Längsschnittstudie gewonnenen Daten der beiden Patientengruppen mit den beiden Messwiederholungen vor und nach der Therapie wurden ebenfalls mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse auf Signifikanzen untersucht. Innerhalb der Längsschnittstudie wurden die Ergebnisse der therapierten Experimentalgruppen zusätzlich über t-Tests auf Unterschiede zu den Werten der Rückengesunden getestet. Die Auswertung der Fragebögen erfolgte nur im Rahmen der Längsschnittstudie. Die Werte aller Fragebögen wurden zuerst mit Hilfe des Kolmogorow-Smirnow-Tests auf Normalverteilung überprüft (Bortz u. Lienert 2003) und anschließend aufgrund einer positiven Bestätigung über eine zweifaktorielle Varianzanalyse ausgewertet (Willimczik 1999; Bortz u. Lienert 2003; Bortz u. Döring 2003).

Interpretation und Darstellung des Deviationsindex und der daraus berechneten Wahrscheinlichkeiten

Der **Deviationsindex *Q*** gibt das Ausmaß über die im Gangzyklus gemittelten zeitlichen Abweichungen wieder.

Für die Interpretation der in der Studie berechneten Deviationsindexe gilt folgendes:

- Ein Deviationsindex von 0 gibt an, dass die individuelle(n) (oder die gemittelten) Kurve(n) der gemittelten Kurve der Rückengesunden entspricht.
- Ein Deviationsindex von 1 entspricht definitionsgemäß genau dem gemittelten Deviationsindex der Rückengesunden.
- Je größer die individuellen (gemittelten) Abweichungen von der Normkurve ausfallen, desto größer ist der berechnete Deviationsindex.
- Der Deviationsindex hat keinerlei Aussagekraft über den/die Zeitpunkt(e) der Abweichung.

Die ermittelten Deviationsindexe wurden zwischen den jeweiligen Gruppen verglichen. Die daraus berechneten Ergebnisse sagen aus, wie hoch die Wahrscheinlichkeit dafür ist, dass die beiden Gruppen derselben Grundpopulation entstammen. Die Wahrscheinlichkeiten werden im Folgenden als **Unterschiedswahrscheinlichkeiten** bezeichnet.

Mit Hilfe der unvollständigen Gammafunktion wurde aus den Deviationsindizes die Höhe der Wahrscheinlichkeiten p (*Q*) in Hinblick darauf berechnet, dass das individuelle Ergebnis aus einer normalverteilten rückengesunden Population stammt.

Für die Interpretation der berechneten Wahrscheinlichkeiten gilt folgendes:

- Ein Deviationsindex von Null ergibt eine Wahrscheinlichkeit von 100%, dass die Probandenkurve die Kurve eines Rückengesunden ist.
- Je größer die individuellen Abweichungen, desto kleiner wird die Wahrscheinlichkeit dafür, dass der Verlauf der untersuchten Kurve aus der rückengesunden Population kommt.
- Es wurden für die Auswertung zwei Wahrscheinlichkeitsgrenzen von 10% bzw. 1% definiert. Berechnete Wahrscheinlichkeiten, die unter 10% für einen „normalen“ Verlauf liegen, werden hier als dysfunktional bezeichnet. Verläufe mit einer unter 1% liegenden Wahrscheinlichkeit werden als krankhaft definiert. Diese Grenzen wurden vom Untersucher für eine genauere Analyse nach einer Betrachtung der berechneten Wahrscheinlichkeiten festgelegt. Dabei zeigte sich dem Untersucher, dass auch sehr unwahrscheinliche Kurvenverläufe von unter 10%, aber nicht von unter 1% bei den Rückengesunden vorkommen.

Die mit der Gammafunktion berechneten Wahrscheinlichkeiten werden bei der Ergebnisdarstellung als **Deviationswahrscheinlichkeiten p (Q)** bezeichnet.

5 Ergebnisse der Querschnittanalyse

5.1 Kinematische Ergebnisse

5.1.1 Winkelverlaufskurven beim Gehen

Hüftbewegungen

In der **sagittalen Ebene** vollzieht das Hüftgelenk beim Gehen Bewegungen in Richtung Extension bzw. Flexion mit einem durchschnittlichen Gesamtbewegungsausmaß von 44°. Im Moment des initialen Bodenkontaktes (0-2%) ist das Hüftgelenk um 23° flektiert. Die Flexion nimmt im weiteren Verlauf ab. Am Ende der terminalen Standphase (50%) erreicht die Extensionsbewegung ihr Maximum (-19°). Ab diesem Zeitpunkt nimmt die Beugung in der Hüfte bis zum Beginn der terminalen Schwungphase (88%) bis auf 26° zu, um dann wieder in die Umkehrbewegung überzugehen.

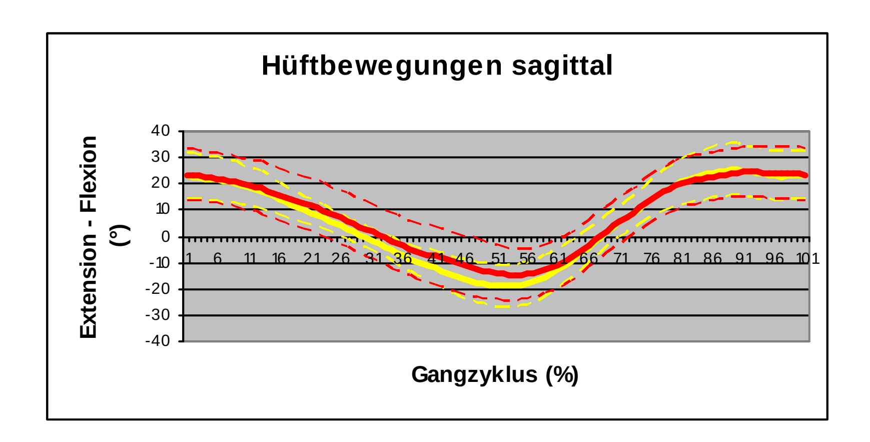


Abb. 41: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der sagittalen Hüftbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

In der **frontalen Ebene** vollzieht die Hüfte ein ungefähres Gesamtbewegungsausmaß von 13°. In der initialen Gangphase befindet sich das Hüftgelenk in einer Abduktionsstellung von 3°. Mit zunehmender Adduktion im weiteren Verlauf des Gangzyklus erreicht die Hüfte in der mittleren Standphase (19%) ihr erstes Maximum mit 6°. Bis zur Mitte der terminalen Standphase (41%) bleibt die Hüfte in dieser Adduktionsposition. Ab dem dort erlangten zweiten Maximum (5,6°) vollzieht das Hüftgelenk eine Abduktionsbewegung, die in der initialen Schwungphase (67%) mit 7° Abduktion ihr Ende findet. Von diesem Zeitpunkt an beginnt wieder die Adduktion innerhalb der Hüfte.

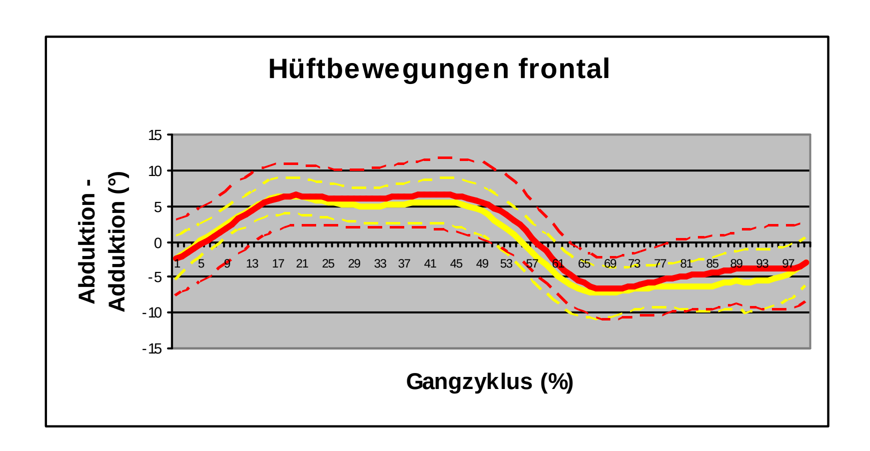


Abb. 42: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der frontalen Hüftbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

In der **Transversalebene** werden im Hüftgelenk Rotationsbewegungen von über 9° durchgeführt. Beim initialen Bodenkontankt befindet sich der Hüftwinkel in leichter Innenrotationsposition (1°). Diese vergrößert sich mit einem Maximum von 7° bis zur Mitte der terminalen Standphase (41%). Die dann beginnende Außenrotation endet zusammen mit der terminalen Schwungphase (70%) mit 2° Außenrotation. Dann setzt bis zur Mitte der mittleren Schwungphase wieder eine Innenrotationsbewegung ein, auf die dann wieder eine Außenrotation folgt. Eine kürzere Phase der Innenrotation folgt bis zum Eintritt in die terminale Schwungphase (90%). Ausgehend von den dort erreichten 2,5° Innenrotation wird im Hüftgelenk anschließend wieder außenrotiert. Eine Bewegungsumkehr folgt mit dem neuen Gangzyklus.

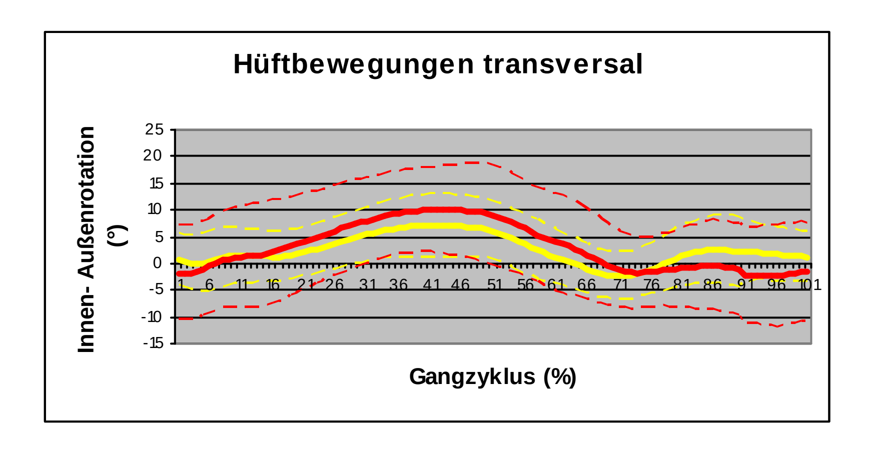


Abb. 43: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der transversalen Hüftbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

Oberschenkelbewegungen

In der **sagittalen Ebene** bewegt sich der Oberschenkel insgesamt um 42° in Richtung Flexion bzw. Extension im Hüftgelenk. Beim Fersenaufsatz ist der Oberschenkel in einem Winkel von 19° gegen die Vertikale flektiert. In einer kontinuierlichen Bewegung streckt sich der Oberschenkel (21°) bis zum Ende der terminalen Standphase (50%), um dann wieder in eine Flexionsbewegung überzugehen, die ihren Höhepunkt (22°) zu Beginn der terminalen Schwungphase (90%) erreicht. Ab diesem Zeitpunkt extendiert der Oberschenkel wieder.

Beckenbewegungen

In der **sagittalen Ebene** vollzieht das Becken Kippbewegungen nach anterior bzw. posterior. Insgesamt führt das Becken Bewegungen in einem Ausmaß von 2° durch, wobei das Becken nie aus seiner flektierten Position herauskommt.

Das Bewegungsausmaß des Beckens ist bei dieser Geschwindigkeit innerhalb der Sagittalebene so gering, dass keine typischen Bewegungen des Beckens Richtung anterior bzw. posterior den einzelnen Phasen des Gangzyklus zuzuordnen sind.

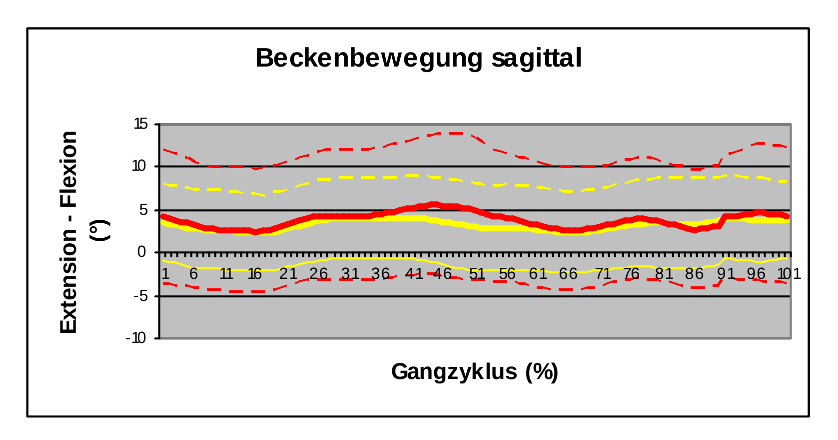


Abb. 44: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der sagittalen Beckenbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

Innerhalb der **Frontalebene** bewegt sich das Becken in einem Ausmaß von 9°. Beim linken Fersenaufsatz ist die linke Beckenseite (2°) geringfügig niedriger als die rechte. Während des Zeitraumes der Belastungsantwort bis in die mittlere Standbeinphase (17%) hinein senkt sich mit der Übernahme des Körpergewichts auf die Standbeinseite die kontralaterale Beckenseite (4,5°) ab. Die dadurch erfolgte craniale Bewegung der ipsilateralen Beckenseite nimmt im weiteren Verlauf des Gangzyklus wieder ab und erreicht am Ende der terminalen Standphase (48%) ein zweites Maximum mit 2,5°. Ab diesem Zeitpunkt bis in die Vorschwungphase

(68%) kommt die kontralaterale Beckenseite nach oben und die ipsilaterale Beckenseite geht nach unten (-4°). Von hier aus bewegt sich das Becken langsam wieder in die Neutralstellung.

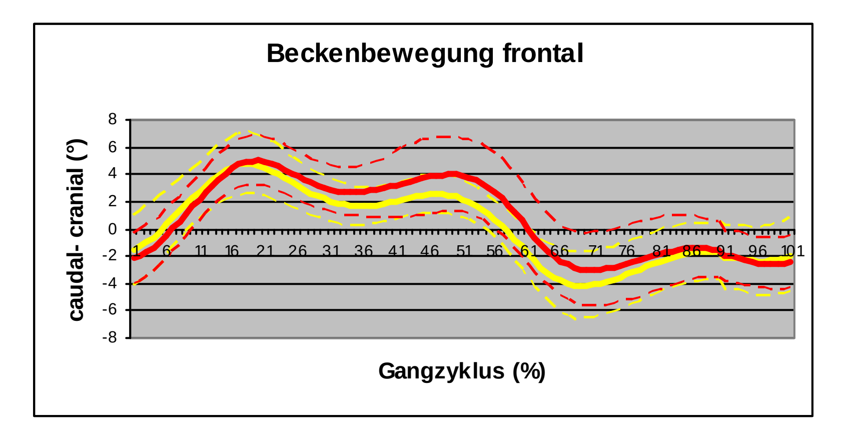


Abb. 45: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der frontalen Beckenbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

Das Becken rotiert in der **Transversalebene** in einem Gesamtbewegungsausmaß von knapp 11°. Zum Zeitpunkt des linken Fersenaufsatzes ist die linke Beckenseite um 5,5° nach vorne rotiert. Ab diesem Moment bis hin zum Fersenaufsatz des rechten Beines bewegt sich die kontralaterale Beckenseite nach vorne (5°). Dementsprechend ist die linke Beckenseite um 5° Grad hinter die Körperachse rotiert, von wo aus sie sich bis zum linken initialen Bodenkontakt wieder nach vorne bewegt.

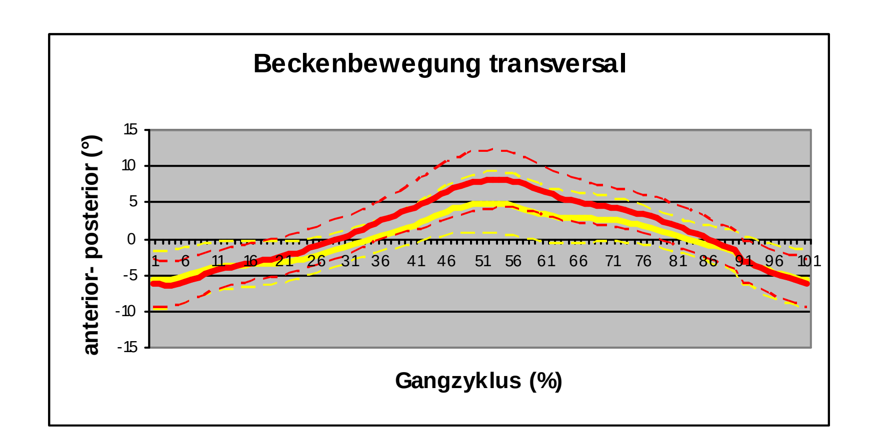


Abb. 46: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der transversalen Beckenbewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

Lendenwirbelsäulenbewegungen

Während des zügigen Gehens fallen die relativen Verschiebungen zwischen Becken und Th12 in der **sagittalen Ebene** mit durchschnittlich nur 1,5° klein aus, wobei die LWS sich durchgehend in leichter Extension bewegt. Wie auch bei der Beckenbewegung wird auf eine

typische Bewegungsbeschreibung der Lendenwirbelsäule in dieser Ebene verzichtet, da dies das Ausmaß der Bewegungsausschläge nicht zulässt.

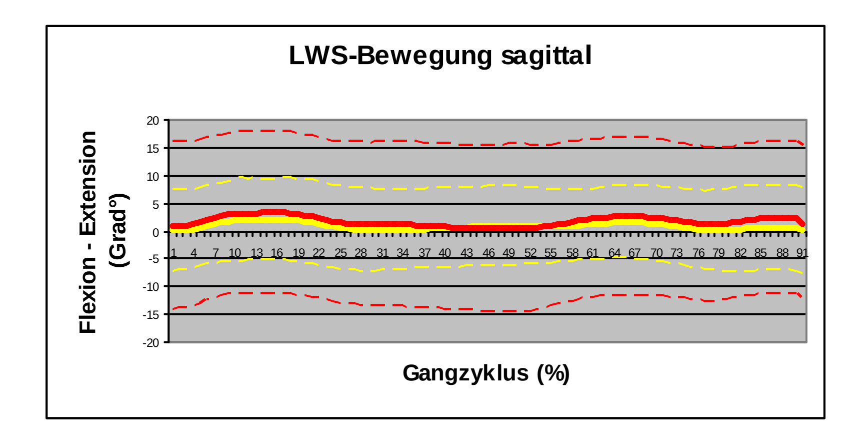


Abb. 47: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der sagittalen LWS-Bewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

Der Oberkörper (Th12) und das Becken bewegen sich in der **Frontalebene** in einem Bewegungsausmaß von insgesamt 11,5° auseinander. Zum Zeitpunkt des linken initialen Bodenkontaktes befinden sich Oberkörper und Becken in der Neutralstellung. Während der Belastungsantwort und der beginnenden mittleren Standphase (17%) bewegen sich Becken und Oberkörper in der Frontalebene zunehmend in gegensätzlicher Richtung (9°). Im weiteren Verlauf nähern sich Becken und Oberkörper wieder der Neutralposition an, die aber erst in der Vorschwungphase (55%) erreicht wird. In der initialen Schwungphase (68%) erlangt die relative Oberkörper-/ Beckenbewegung ein entgegengesetztes Maximum (2°), um sich anschließend wieder der Neutralposition zu nähern.

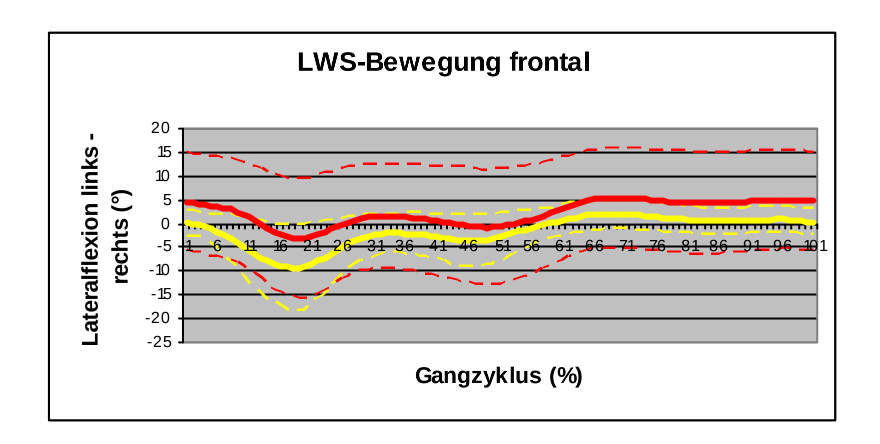


Abb. 48: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der frontalen LWS-Bewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

In der **Transversalebene** bewegen sich der Oberkörper (Höhe Th12) und das Becken in einem Bewegungsausmaß von maximal 13° auseinander. Zum Zeitpunkt des initialen Fersenkontaktes drehen sich Becken und Oberkörper mit 6° auseinander. Die linke Seite des Oberkörpers führt zu diesem Zeitpunkt eine Rotation nach posterior durch und die linke Seite des Beckens nach anterior. Innerhalb der mittleren Standphase (21%) stehen sie parallel zueinander. Bis zum Zeitpunkt des Fersenkontaktes des rechten Beines (50%) haben sich die Rotationsverhältnisse genau umgekehrt. Die linke Oberköperseite ist nach anterior rotiert und die linke Beckenseite nach posterior.

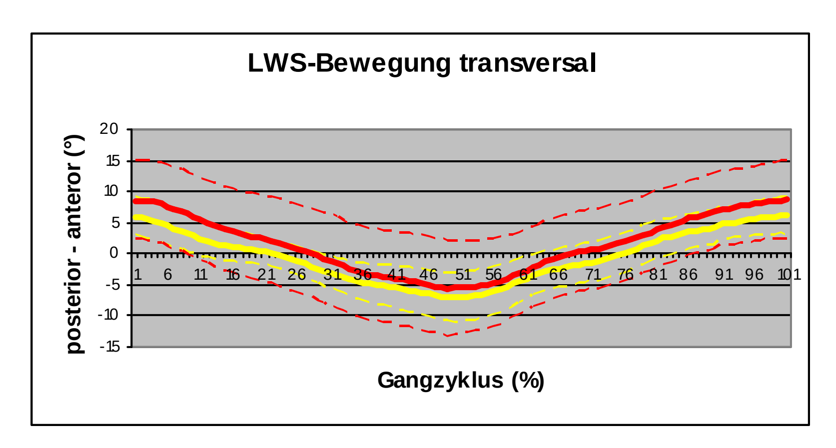


Abb. 49: Gruppengemittelte Verläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) der sagittalen LWS-Bewegung von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=15).

5.1.2 Vergleich der Bewegungsausmaße

5.1.2.1 Beim langsamen Gehen

Hüftbewegungen

Die gemittelten gemessenen Extremwerte in der Hüfte beim langsamen Gehen fallen bei den Rückengesunden und den Rückenpatienten mit einigen Ausnahmen ausgeglichen aus. Lediglich bei den Hüftextensionsbewegungen sind größere Unterschiede zu den Rückengesunden erkennbar, wobei diese aufgrund der größeren interindividuellen Unterschiede bei den Patienten nicht signifikant ausfallen. Beim Gesamtbewegungsausmaß (ROM) sagittal jedoch zeigen sich signifikante Gruppenunterschiede ($p \leq 0,05$).

Tab. 10: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der dreidimensionalen Hüftbewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Linke Hüftbewegungen					Rechte Hüftbewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-16.46 ± 3.72	-12.30 ± 8.49	0.098	Grad °	x ± s	-16.00 ± 4.56	-13.19 ± 9.72	0.323
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	23.10 ± 4.19	24.11 ± 8.03	0.670	Grad °	x ± s	23.62 ± 4.21	25.19 ± 8.23	0.519
	n	15	15			n	15	15	
Abduktion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Abduktion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-7.46 ± 3.68	-7.61 ± 4.18	0.919	Grad °	x ± s	-6.80 ± 3.41	-8.31 ± 3.10	0.215
	n	15	15			n	15	15	
Adduktion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Adduktion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	6.47 ± 3.08	6.00 ± 4.23	0.726	Grad °	x ± s	6.92 ± 3.31	5.77 ± 3.04	0.331
	n	15	15			n	15	15	
Außenrotation		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Außenrotation**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-3.71 ± 6.12	-4.84 ± 5.78	0.605	Grad °	x ± s	-5.02 ± 7.46	-4.52 ± 6.37	0.847
	n	15	15			n	15	15	
Innenrotation		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Innenrotation**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	9.87 ± 5.32	10.12 ± 5.83	0.902	Grad °	x ± s	9.45 ± 6.83	10.13 ± 6.77	0.788
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 11: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Hüftbewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Linke Hüftbewegungen (ROM)					Rechte Hüftbewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	39.56 ± 2.43	36.41 ± 3.76	0.011	Grad °	x ± s	39.63 ± 2.68	38.38 ± 6.55	0.504
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	13.94 ± 1.85	13.60 ± 2.50	0.683	Grad °	x ± s	13.72 ± 2.73	14.09 ± 2.38	0.7
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	13.58 ± 3.47	14.96 ± 1.70	0.179	Grad °	x ± s	14.47 ± 4.02	14.65 ± 3.41	0.895
	n	15	15			n	15	15	

Oberschenkelbewegungen

Bei den Oberschenkelbewegungen fallen wie bei der Hüfte die Extensionsbewegungen bei den Rückenpatienten kleiner und vor allem auf der rechten Seite (s = 10,11) uneinheitlicher aus. Bei der linken Hüfte sind die Streckbewegungen bei den Rückenpatienten signifikant ($p \leq 0,05$) geringer als bei den Rückengesunden. Bei den Gesamtbewegungsausmaßen (ROM) ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

Tab. 12: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der sagittalen Oberschenkelbewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Linke Oberschenkelbewegungen					Rechte Oberschenkelbewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-18.85 ± 1.87	-16.16 ± 3.73	0.021	Grad °	x ± s	-18.49 ± 2.50	-14.11 ± 10.11	0.123
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	20.27 ± 1.91	20.91 ± 4.11	0.59	Grad °	x ± s	20.24 ± 2.02	21.03 ± 3.67	0.474
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 13: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Oberschenkelbewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Linke Oberschenkelbewegungen (ROM)					Rechte Oberschenkelbewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	39.13 ± 2.69	37.08 ± 4.76	0.161	Grad °	x ± s	38.73 ± 2.51	37.69 ± 5.14	0.489
	n	15	15			n	15	15	

Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen

Auch bei den Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen werden nur geringe Unterschiede zwischen den Gruppen aufgedeckt. Lediglich die Rotation des linken Beckens nach anterior wie auch die Flexionsbewegung der LWS fallen bei den Rückenpatienten auffallend größer aus. Beim Becken führen die Rückenpatienten in der sagittalen Ebene signifikant größere ($p \leq 0,05$) Bewegungen (ROM) aus. Bei den sagittalen LWS-Bewegungen weichen die Rückenpatienten tendentiell mehr in die Lordose aus.

Tab. 14: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der dreidimensionalen Becken- und LWS-Bewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Beckenbewegungen					LWS- Bewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	0.88 ± 4.45	1.00 ± 6.10	0.950	Grad °	x ± s	-1.42 ± 2.81	0.11 ± 4.26	0.255
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	4.49 ± 4.26	5.83 ± 6.59	0.512	Grad °	x ± s	3.41 ± 3.41	6.11 ± 3.88	0.053
	n	15	15			n	15	15	
Caudal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Latflex links**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-3.43 ± 2.62	-3.13 ± 2.22	0.738	Grad °	x ± s	-0.63 ± 6.47	0.58 ± 6.58	0.614
	n	15	15			n	15	15	
Cranial		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Latflex rechts**		**RP**	**P RG/RP**	**P M1/M2**
Grad °	x ± s	3.75 ± 2.03	4.26 ± 2.15	0.514	Grad °	x ± s	7.59 ± 2.56	7.42 ± 1.93	0.836
	n	15	15			n	15	15	
Posterior		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Posterior**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**

Grad °	x ± s	-4.53 ± 1.98	-4.56 ± 2.26	0.969	Grad °	x ± s	-4.75 ± 1.35	-5.11 ± 1.53	0.509
	n	15	15			n	15	15	
Anterior		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Anterior**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	2.86 ± 2.17	4.32 ± 2.24	0.081	Grad °	x ± s	6.17 ± 1.47	7.07 ± 2.56	0.252
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 15: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS- Bewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Beckenbewegungen (ROM)					LWS- Bewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	3.60 ± 0.86	4.83 ± 1.98	0.041	Grad °	x ± s	4.83 ± 1.50	6.00 ± 2.42	0.125
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	7.18 ± 1.69	7.39 ± 1.52	0.728	Grad °	x ± s	8.23 ± 5.07	6.84 ± 5.51	0.479
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	7.39 ± 2.47	8.88 ± 3.49	0.189	Grad °	x ± s	10.93 ± 2.04	12.18 ± 2.52	0.147
	n	15	15			n	15	15	

Gruppenspezifische Bewegungsausmaße

Bei einer Analyse aller gemessenen Bewegungsausmaße ergeben sich fast identische Werte bei den Rückengesunden und den Patienten.

Tab. 16: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Bewegungsausmaßen (ROM) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Bewegungsausmaße (ROM) gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	14.75 ± 11.99	14.85 ± 11.20	0.938
	n	180	180	

5.1.2.2 Beim zügigen Gehen

Hüftbewegungen

Bei einem Vergleich der Hüftbewegungen zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten beim zügigen Gehen ergeben sich keine signifikanten Unterschiede. Jedoch sind bei den Hüftextensionsbewegungen deutliche Differenzen zwischen den beiden Gruppen zu entdecken. Auffallend sind die z.T. extrem höheren Standardabweichungen bei den Rückenpatienten.

Tab. 17: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der dreidimensionalen Hüftbewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Linke Hüftbewegungen					Rechte Hüftbewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-19.41 ± 4.69	-16.63 ± 9.51	0.321	Grad °	x ± s	-18.55 ± 4.83	-16.53 ± 9.85	0.485
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	27.17 ± 4.59	25.28 ± 8.98	0.476	Grad °	x ± s	27.42 ± 4.71	26.99 ± 10.15	0.884
	n	15	15			n	15	15	
Abduktion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Abduktion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-9.42 ± 3.61	-8.59 ± 4.41	0.576	Grad °	x ± s	-8.16 ± 3.94	-9.76 ± 2.55	0.198
	n	15	15			n	15	15	
Adduktion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Adduktion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	7.00 ± 2.55	7.40 ± 4.29	0.760	Grad °	x ± s	8.43 ± 3.89	6.96 ± 3.02	0.256
	n	15	15			n	15	15	
Außenrotation		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Außenrotation**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-4.37 ± 5.79	-7.74 ± 7.46	0.177	Grad °	x ± s	-5.86 ± 6.94	-6.18 ± 6.94	0.9
	n	15	15			n	15	15	
Innenrotation		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Innenrotation**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	10.55 ± 6.02	10.91 ± 6.57	0.876	Grad °	x ± s	10.09 ± 6.86	11.67 ± 7.05	0.539
	n	15	15			n	15	15	

Bei einem Vergleich der Gesamtbewegungsausmaße ergeben sich zwei signifikante Unterschiede. Auf der linken Hüftseite führen die Rückenpatienten in der sagittalen Ebene sehr signifikant geringere ($p \leq 0{,}01$) und in der transversalen Ebene sehr signifikant größere ($p \leq 0{,}01$) Bewegungsausmaße durch.

Tab. 18: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Hüftbewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Linke Hüftbewegungen (ROM)					Rechte Hüftbewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	46.59 ± 4.36	41.91 ± 4.39	0.007	Grad °	x ± s	45.96 ± 3.63	43.52 ± 4.85	0.130
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	16.42 ± 2.51	15.99 ± 3.05	0.673	Grad °	x ± s	16.59 ± 3.16	16.72 ± 2.55	0.906
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	14.91 ± 3.87	18.65 ± 2.69	0.005	Grad °	x ± s	15.95 ± 3.58	17.85 ± 5.44	0.267
	n	15	15			n	15	15	

Oberschenkelbewegungen

Beim Vergleich der sagittalen Oberschenkelbewegungen existieren sowohl für die linke ($p \leq 0{,}05$) wie auch für die rechte ($p \leq 0{,}05$) Seite signifikant geringere Bewegungsausmaße in der Extension bei den Rückenpatienten.

Tab. 19: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der sagittalen Oberschenkelbewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Linke Oberschenkelbewegungen					Rechte Oberschenkelbewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-22.48 ± 1.97	-19.33 ± 4.21	0.016	Grad °	x ± s	-22.43 ± 2.90	-19.90 ± 3.54	0.040
	n	15	15			n	15	15	
Fexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	22.33 ± 3.51	21.53 ± 3.31	0.525	Grad °	x ± s	22.37 ± 3.29	21.83 ± 3.54	0.669
	n	15	15			n	15	15	

Diese verkleinerten Streckbewegungen des Oberschenkels führen zu signifikant geringeren Bewegungsausmaßen in der Sagittalen sowohl auf der linken Seite ($p \leq 0,05$) wie auf der rechten Seite ($p \leq 0,05$)

Tab. 20: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der sagittalen Oberschenkelbewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Linke Oberschenkelbewegungen (ROM)					Rechte Oberschenkelbewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	44.81 ± 3.33	40.86 ± 4.56	0.011	Grad °	x ± s	44.80 ± 3.54	41.72 ± 4.49	0.047
	n	15	15			n	15	15	

Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen

Bei den Becken- und LWS-Bewegungen sind weder bei den minimalen bzw. maximalen extremen Bewegungen noch bei den Gesamtbewegungsausschlägen (ROM) signifikante Unterschiede zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten festzustellen.

Tab. 21: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der dreidimensionalen Becken- und LWS-Bewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Beckenbewegungen					LWS- Bewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	1.03 ± 4.85	0.46 ± 7.29	0.802	Grad °	x ± s	-2.38 ± 6.74	-1.20 ± 4.80	0.586
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	6.31 ± 4.64	6.57 ± 7.24	0.907	Grad °	x ± s	4.11 ± 6.57	6.00 ± 5.87	0.412
	n	15	15			n	15	15	
Caudal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Latflex links**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-5.00 ± 2.61	-4.14 ± 2.33	0.350	Grad °	x ± s	-4.59 ± 6.98	-2.89 ± 4.72	0.439
	n	15	15			n	15	15	

Cranial		RG	RP	P RG/RP	Latflex rechts		RP	P RG/RP	P M1/M2
Grad °	x ± s	4.72 ± 2.00	5.30 ± 1.64	0.390	Grad °	x ± s	8.30 ± 2.36	8.36 ± 3.70	0.956
	n	15	15			n	15	15	
Posterior		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Posterior**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-6.85 ± 2.55	-7.08 ± 2.86	0.813	Grad °	x ± s	-6.98 ± 2.47	-7.87 ± 3.35	0.414
	n	15	15			n	15	15	
Anterior		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Anterior**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	5.79 ± 3.56	7.86 ± 3.22	0.106	Grad °	x ± s	7.28 ± 3.01	7.83 ± 2.08	0.568
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 22: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS- Bewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Beckenbewegungen (ROM)					LWS- Bewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	5.27 ± 2.23	6.11 ± 1.64	0.253	Grad °	x ± s	6.49 ± 2.65	7.20 ± 2.78	0.476
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	9.73 ± 2.02	9.45 ± 1.58	0.678	Grad °	x ± s	12.89 ± 6.68	11.25 ± 4.72	0.443
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	12.64 ± 4.80	14.95 ± 5.04	0.210	Grad °	x ± s	14.26 ± 2.98	15.70 ± 4.08	0.280
	n	15	15			n	15	15	

Gruppenspezifische Bewegungsausmaße

Bei einem Vergleich der gesamten Bewegungsausmaße zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen.

Tab. 23: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Bewegungsausmaßen (ROM) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Bewegungsausmaße (ROM) gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	18.14 ± 13.6	16.04 ± 9.47	0.09
	n	180	180	

5.1.2.3 Beim langsamen Bergaufgehen

Hüftbewegungen

Auch beim langsamen Bergaufgehen ergeben sich bei den Rückenpatienten auffällig geringere Hüftextensionsbewegungen mit größeren Standardabweichungen im Vergleich zu den Rückengesunden. Insgesamt sind aber keine signifikanten Unterschiede bei den dreidimensionalen Hüftbewegungen vorhanden.

Tab. 24: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) dreidimensionalen Hüftbewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Linke Hüftbewegungen					Rechte Hüftbewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-17.60 ± 5.05	-12.98 ± 8.37	0.078	Grad °	x ± s	-16.84 ± 5.46	-13.82 ± 8.87	0.271
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	36.92 ± 5.08	36.66 ± 6.82	0.907	Grad °	x ± s	36.72 ± 4.61	38.86 ± 8.11	0.384
	n	15	15			n	15	15	
Abduktion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Abduktion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-9.41± 3.11	-7.64 ± 4.55	0.222	Grad °	x ± s	-7.84 ± 4.29	-9.23 ± 3.70	0.351
	n	15	15			n	15	15	
Adduktion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Adduktion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	6.27 ± 2.54	6.07 ± 4.28	0.880	Grad °	x ± s	8.67 ± 4.32	6.36 ± 2.86	0.096
	n	15	15			n	15	15	
Außenrotation		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Außenrotation**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-4.21 ± 7.15	-6.24 ± 7.35	0.450	Grad °	x ± s	-5.22 ± 8.05	-4.15 ± 6.61	0.695
	n	15	15			n	15	15	
Innenrotation		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Innenrotation**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	9.57 ± 8.03	11.07 ± 6.58	0.811	Grad °	x ± s	10.17 ± 6.79	9.58 ± 6.63	0.579
	n	15	15			n	15	15	

Bei den linken Hüftbewegungen zeigen sich in der Sagittalen sehr signifikant ($p \leq 0{,}01$) und in der Frontalen signifikant ($p \leq 0{,}05$) geringere Bewegungsausmaße bei den Rückenpatienten im Vergleich zu den Rückengesunden.

Tab. 25: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Hüftbewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Linke Hüftbewegungen (ROM)					Rechte Hüftbewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	54.52 ± 4.63	49.65 ± 4.80	0.008	Grad °	x ± s	53.56 ± 5.33	52.69 ± 6.42	0.687
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	15.68 ± 2.14	13.71 ± 2.69	0.034	Grad °	x ± s	16.51 ± 3.09	15.59 ± 2.78	0.399
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	14.39 ± 3.87	15.82 ± 3.86	0.318	Grad °	x ± s	14.79 ± 4.96	15.23 ± 4.53	0.803
	n	15	15			n	15	15	

Oberschenkelbewegungen

Bei den Oberschenkelbewegungen gehen die Rückenpatienten sowohl auf der linken Seite sehr signifikant ($p \leq 0{,}01$) und auf der rechten Seite signifikant ($p \leq 0{,}05$) weniger in die Streckbewegung. Dies führt auch zu einem signifikant kleineren ($p \leq 0{,}05$) Bewegungsausmaß des Oberschenkels in der Sagittalen.

Tab. 26: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der sagittalen Oberschenkelbewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Linke Oberschenkelbewegungen					Rechte Oberschenkelbewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-20.64 ± 2.28	-16.82 ± 3.61	0.002	Grad °	x ± s	-20.13 ± 2.96	-17.44 ± 3.50	0.031
	n	15	15			n	15	15	
Fexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	33.61 ± 4.03	32.52 ± 3.27	0.424	Grad °	x ± s	31.87 ± 2.88	32.88 ± 3.32	0.383
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 19: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der sagittalen Oberschenkelbewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Linke Oberschenkelbewegungen (ROM)					Rechte Oberschenkelbewegungen (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	54.25 ± 5.47	49.35 ± 5.39	0.02	Grad °	x ± s	52.00 ± 4.23	50.32 ± 5.25	0.342
	n	15	15			n	15	15	

Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen

Bei den Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen bestehen nur wenige Unterschiede zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten. Lediglich in der frontalen Ebene führen die Rückenpatienten beim Bergaufgehen mit dem Becken ein signifikant geringeres ($p \leq 0,05$) Bewegungsausmaß (ROM) durch.

Tab. 27: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS- Bewegungen in Grad (°) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Beckenbewegungen					LWS- Bewegungen				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	1.76 ± 5.36	2.14 ± 6.37	0.861	Grad °	x ± s	0.72 ± 4.61	0.26 ± 3.64	0.764
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	6.78 ± 4.82	7.27 ± 6.47	0.813	Grad °	x ± s	7.25 ± 5.01	6.42 ± 4.50	0.636
	n	15	15			n	15	15	
Caudal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Latflex links**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-4.63 ± 2.52	-3.05 ± 2.50	0.095	Grad °	x ± s	-2.66 ± 6.04	-2.99 ± 7.22	0.894
	n	15	15			n	15	15	
Cranial		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Latflexrechts**		**RP**	**P RG/RP**	**P M1/M2**
Grad °	x ± s	4.24 ± 2.07	4.16 ± 2.28	0.920	Grad °	x ± s	8.36 ± 3.01	6.04 ± 5.94	0.191
	n	15	15			n	15	15	
Posterior		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Posterior**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-4.38 ± 2.35	-4.21 ± 2.75	0.852	Grad °	x ± s	-6.73 ± 3.02	-8.75 ± 3.33	0.092
	n	15	15			n	15	15	
Anterior		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Anterior**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	3.03 ± 2.27	4.38 ± 2.98	0.175	Grad °	x ± s	8.60 ± 2.72	7.43 ± 2.13	0.203
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 28: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS- Bewegungsausmaße (ROM, in Grad °) von Rückengesunden (RG) und Rückenpatienten (RP) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Beckenbewegung (ROM)					LWS- Bewegung (ROM)				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	5.01 ± 1.65	5.13 ± 1.83	0.855	Grad °	x ± s	6.53 ± 2.13	6.15 ± 2.25	0.645
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	8.88 ± 1.78	7.21 ± 1.90	0.020	Grad °	x ± s	11.02 ± 4.69	9.03 ± 4.13	0.227
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	7.41 ± 2.57	8.58 ± 4.19	0.365	Grad °	x ± s	15.32 ± 3.01	16.19 ± 3.72	0.491
	n	15	15			n	15	15	

Gruppenspezifische Bewegungsausmaße

Bei einem Vergleich aller gemessenen Bewegungsausmaße in der Hüft-, Becken- und Lendenregion zeigen sich wiederum keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen.

Tab. 29: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Bewegungsausmaßen (ROM) von Rückengesunden (RG) und Rückenpatienten (RP) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Bewegungsausmaße (ROM) gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	18.64 ± 16.67	17.91 ± 15.85	0.674
	n	180	180	

5.1.3 Individuelle Bewegungsvariabilitäten

5.1.3.1 Beim langsamen Gehen

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen

Bei der Auswertung fallen die Hüft-, vor allem in der sagittalen Ebene, als auch die frontalen Becken- und die transversalen Lendenwirbelsäulenbewegungen mit niedrigen Variationskoeffizienten auf. Dies gilt sowohl für die Rückengesunden als auch für die Rückenpatienten. Hingegen sind bei beiden Gruppen sowohl bei den sagittalen und transversalen Beckenbewegungen als auch bei den sagittalen und frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen die berechneten Variationskoeffizienten und Standardabweichungen erheblich höher. Insbesondere gilt dies aber für die Rückengesunden, die in diesen Ebenen eine auffallend höhere Bewegungsvariabilität aufweisen als die Rückenpatienten. In keiner Ebene werden jedoch signifikante Unterschiede zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten festgestellt.

Tab. 30: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Variationskoeffizienten (CV) der Hüftbewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Variabilitäten der linken Hüftbewegungen					Variabilitäten der rechten Hüftbewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.10 ± 0.02	0.09 ± 0.03	0.371	CV	x ± s	0.11 ± 0.03	0.10 ± 0.04	0.426
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.15 ± 0.04	0.15 ± 0.05	0.806	CV	x ± s	0.15 ± 0.08	0.15 ± 0.08	0.896
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.26 ± 0.13	0.24 ± 0.09	0.680	CV	x ± s	0.25 ± 0.13	0.25 ± 0.14	0.899
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 31: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Variationskoeffizienten (CV) der Becken und LWS- Bewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Variabilitäten der Beckenbewegungen					Variabilitäten der LWS- Bewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.49 ± 0.64	0.19 ± 0.16	0.096	CV	x ± s	0.52 ± 0.40	0.28 ± 0.30	0.067
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.26 ± 0.12	0.22 ± 0.08	0.301	CV	x ± s	0.67 ± 0.57	0.37 ± 0.28	0.088
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.63 ± 0.37	0.49 ± 0.26	0.250	CV	x ± s	0.20 ± 0.04	0.18 ± 0.09	0.376
	n	15	15			n	15	15	

Intraindividuell gemittelte Variationskoeffizienten

Bei einer Analyse der individuell gemittelten Variationskoeffizienten lässt sich folgendes feststellen. Insgesamt sind bei den Rückengesunden mehr Probanden mit durchschnittlich höheren Bewegungsvariabilitäten. Die ebenfalls höher ausfallenden Standardabweichungen bedeuten, dass einzelne Rückengesunde ein sehr unterschiedliches Ausmaß an Bewegungskonstanzen in den verschiedenen Ebenen aufweisen. Tab. 32: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG) und Rückenpatienten (RP) beim langsamen Gehen.

RG			RP		
Proband	**Individuell gemittelte Variationskoeffizienten**		**Proband**	**Individuell gemittelte Variationskoeffizienten**	
	x	s		x	s
1	0,19	0,14	1	0,31	0,14
2	0,37	0,38	2	0,2	0,14
3	0,26	0,33	3	0,18	0,14
4	0,19	0,12	4	0,16	0,15
5	0,33	0,39	5	0,26	0,33

6	0,43	0,42	6	0,29	0,18
7	0,21	0,17	7	0,18	0,14
8	0,4	0,27	8	0,21	0,19
9	0,3	0,19	9	0,2	0,13
10	0,45	0,52	10	0,25	0,31
11	0,46	0,69	11	0,28	0,28
12	0,27	0,25	12	0,3	0,21
13	0,26	0,24	13	0,16	0,07
14	0,23	0,19	14	0,22	0,15
15	0,38	0,46	15	0,18	0,1

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Insgesamt ergeben sich bei einem Vergleich aller berechneten Variationskoeffizienten sehr signifikante Unterschiede ($p \leq 0{,}01$) zwischen den Rückenpatienten und den Rückengesunden.

Tab. 33: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Variationskoeffizient gesamt		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.32 ± 0.35	0.22 ± 0.19	0.003
	n	180	179	

5.1.3.2 Beim zügigen Gehen

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen

Beim zügigen Gehen präsentiert sich ein recht ausgeglichenes Bild bei dem Vergleich der Bewegungsvariabilitäten zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten. Mit einer Ausnahme existieren keine signifikanten Unterschiede. Nur bei den sagittalen Hüftbewegungen weisen die Rückenpatienten eine signifikant ($p \leq 0{,}05$) kleinere Bewegungsvariabilität auf als die Rückengesunden.

Auffallend sind allerdings in beiden Gruppen die hohen Bewegungsvariabilitäten in den transversalen Becken-, den sagittalen und den frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen.

Tab. 34: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Variationskoeffizienten (CV) der Hüftbewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Variabilitäten der linken Hüftbewegungen					Variabilitäten der rechten Hüftbewegungen				
Sagittal		RG	RP	P RG/RP	Sagittal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.11 ± 0.03	0.09 ± 0.02	0.025	CV	x ± s	0.10 ± 0.02	0.10 ± 0.03	0.364
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		RG	RP	P RG/RP	Frontal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.16 ± 0.04	0.15 ± 0.05	0.534	CV	x ± s	0.16 ± 0.04	0.18 ± 0.08	0.396
	n	15	15			n	15	15	

Transversal		RG	RP	P RG/RP	Transversal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.28 ± 0.13	0.20 ± 0.08	0.077	CV	x ± s	0.23 ± 0.11	0.23 ± 0.12	0.903
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 35: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Variationskoeffizienten (CV) der Becken und LWS – Bewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Variabilitäten der Beckenbewegungen					Variabilitäten der LWS- Bewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.29 ± 0.26	0.19 ± 0.14	0.188	CV	x ± s	0.41 ± 0.34	0.31 ± 0.30	0.404
	n	15	15			n	14	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.22 ± 0.06	0.25 ± 0.29	0.688	CV	x ± s	0.60 ± 0.35	0.61 ± 0.63	0.997
	n	15	15			n	14	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
CV	x ± s	0.39 ± 0.13	0.32 ± 0.19	0.281	CV	x ± s	0.20 ± 0.04	0.18 ± 0.09	0.436
	n	15	15			n	14	15	

Intraindividuell gemittelte Variationskoeffizienten

Bei einem Vergleich der individuell gemittelten Variationskoeffizienten und Standardabweichungen sind keine größeren Unterschiede zwischen den beiden Gruppen erkennbar. Auffällig sind insbesondere bei den Rückenpatienten die großen Differenzen innerhalb der Höhe der Standardabweichungen. Bei einem Rückenpatienten fallen die intraindividuellen Unterschiede innerhalb der Variabilitäten beim Gehen zwischen den zwölf Bewegungsebenen (s = 0,6) sehr hoch aus.

Tab. 36: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG) und Rückenpatienten (RP) beim zügigen Gehen.

RG			RP		
Proband	**Individuell gemittelte Variationskoeffizienten**		**Proband**	**Individuell gemittelte Variationskoeffizienten**	
	x	s		x	s
1	0,23	0,12	1	0,47	0,38
2	0,21	0,1	2	0,28	0,31
3	0,24	0,33	3	0,33	0,6
4	0,31	0,27	4	0,15	0,15
5	0,28	0,21	5	0,22	0,17
6	0,25	0,16	6	0,19	0,1
7	0,19	0,13	7	0,31	0,45
8	0,3	0,26	8	0,24	0,17
9	0,27	0,16	9	0,26	0,27
10	0,34	0,31	10	0,17	0,19
11	0,33	0,27	11	0,23	0,13
12	0,17	0,06	12	0,14	0,05
13	0,26	0,2	13	0,25	0,13
14	0,28	0,29	14	0,14	0,05
15	0,23	0,16	15	0,24	0,18

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Bei einem Vergleich aller berechneten Variationskoeffizienten für das zügige Gehen existiert kein signifikanter Unterschied zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten.

Tab. 37: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Variationskoeffizient gesamt		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.26 ± 0.21	0.23 ± 0.26	0.320
	n	177	179	

5.1.3.3 Beim langsamen Bergaufgehen

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen

Beim langsamen Bergaufgehen erweisen sich die sagittalen Hüftbewegungen in beiden Gruppen als die bewegungsstabilsten. Weiter zeigt sich, dass in dieser Ebene die Rückenpatienten eine signifikant ($p \leq 0,05$) geringere Variabilität innerhalb ihrer Bewegungen im Vergleich zu den Rückengesunden haben. Bis auf die transversalen Becken- wie die sagittalen und frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen fällt die Höhe der Variationskoeffizienten relativ niedrig und zwischen den untersuchten Gruppen ausgeglichen aus. Bei den drei oben genannten Bewegungsebenen sind jedoch die Bewegungsvariabilitäten vor allem bei den Rückengesunden auffallend hoch. In der sagittalen Lendenwirbelsäule ergibt sich hier ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0,01$) zwischen den Gruppen.

Tab. 38: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Variationskoeffizienten (CV) der Hüftbewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Variabilitäten der linken Hüftbewegungen					Variabilitäten der rechten Hüftbewegungen				
Sagittal		RG	RP	P RG/RP	Sagittal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.10 ± 0.03	0.08 ± 0.02	0.044	CV	x ± s	0.10 ± 0.02	0.09 ± 0.04	0.519
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		RG	RP	P RG/RP	Frontal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.16 ± 0.04	0.15 ± 0.05	0.534	CV	x ± s	0.16 ± 0.04	0.18 ± 0.08	0.396
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		RG	RP	P RG/RP	Transversal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.28 ± 0.13	0.20 ± 0.08	0.077	CV	x ± s	0.23 ± 0.11	0.23 ± 0.12	0.903
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 39: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Variationskoeffizienten (CV) der Becken und LWS – Bewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Variabilitäten der Beckenbewegungen					Variabilitäten der LWS- Bewegungen				
Sagittal		RG	RP	P RG/RP	Sagittal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.22 ± 0.15	0.21 ± 0.22	0.876	CV	x ± s	0.59 ± 0.62	0.27 ± 0.20	0.073
	n	15	15			n	14	15	
Frontal		RG	RP	P RG/RP	Frontal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.27 ± 0.08	0.25 ± 0.12	0.645	CV	x ± s	0.85 ± 0.52	0.30 ± 0.24	0.001
	n	15	15			n	14	15	
Transversal		RG	RP	P RG/RP	Transversal		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.79 ± 0.58	0.57 ± 0.30	0.197	CV	x ± s	0.18 ± 0.05	0.15 ± 0.06	0.121
	n	15	15			n	14	15	

Intraindividuell gemittelte Variationskoeffizienten

Bei den unten aufgelisteten individuell über alle Bewegungsebenen gemittelten Variationskoeffizienten und Standardabweichungen zeigt sich zum einen, dass innerhalb der Rückengesundengruppe größere interindividuelle Unterschiede im Ausmaß der Bewegungsvariabilitäten bestehen. Zum anderen wird über die Höhe der Standardabweichungen deutlich, dass bei den Rückengesunden vielfach die intraindividuellen Unterschiede bzgl. der Bewegungsvariabilitäten innerhalb der zwölf Bewegungsebenen größer sind als bei den Rückenpatienten.

Tab. 40: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) beim langsamen Bergaufgehen.

RG			RP		
Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten		Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten	
	x	s		x	s
1	0,22	0,19	1	0,37	0,28
2	0,34	0,29	2	0,23	0,21
3	0,2	0,14	3	0,23	0,17
4	0,31	0,27	4	0,17	0,17
5	0,32	0,33	5	0,2	0,23
6	0,49	0,62	6	0,26	0,17
7	0,24	0,17	7	0,25	0,28
8	0,53	0,68	8	0,22	0,14
9	0,36	0,24	9	0,19	0,11
10	0,35	0,32	10	0,23	0,14
11	0,4	0,34	11	0,18	0,15
12	0,22	0,16	12	0,28	0,28
13	0,29	0,4	13	0,19	0,08
14	0,26	0,17	14	0,35	0,27
15	0,55	0,73	15	0,16	0,07

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

So ergibt sich bei einem Vergleich aller berechneten Variationskoeffizienten ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}01$) zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten.

Tabelle 41: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG) und Rückenpatienten (RP) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Variationskoeffizienten gesamt		RG	RP	P RG/RP
CV	x ± s	0.34 ± 0.38	0.23 ± 0.2	0.002
	n	180	180	

5.1.4 Zeitliche Bewegungsqualitäten

5.1.4.1 Beim langsamen Gehen

Deviationsindizes der einzelnen Bewegungsebenen

Bei fast allen Bewegungsebenen fallen beim langsamen Gehen die gemittelten Deviationsindizes und Standardabweichungen bei den Rückenpatienten höher aus als bei den Rückengesunden. Die hohen Standardabweichungen innerhalb einzelner Bewegungsebenen zeugen bei den Rückenpatienten von großen Variabilitäten bei dem Ausmaß der zeitlichen Abweichungen in der Gruppe. Nur bei den transversalen rechten Hüft- und den frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen fallen die gruppengemittelten Deviationsindizes beim langsamen Gehen bei den Rückenpatienten niedriger aus als bei den Rückengesunden.

Insgesamt existiert nur bei einer von zwölf untersuchten Bewegungsebenen ein signifikanter Unterschied zwischen Rückenpatienten und Rückengesunden. So ist der Bewegungsablauf der rechten sagittalen Hüftbewegung zwischen den Gruppen signifikant ($p \leq 0,05$) verschieden. Bemerkenswert sind aber auch die Flexions- und Extensionsbewegungen in der linken Hüfte. Der Mittelwert des Deviationsindex (DI = 6,123) ist hier bei den Rückenpatienten mit Abstand der höchste im Vergleich zu allen anderen Bewegungsebenen. Der Unterschied ist aber aufgrund der ebenfalls erheblich höheren Standardabweichung (s = 9,95) nicht signifikant.

Tab. 42: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Deviationsindizes von Hüftbewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Deviationsindizes der linken Hüftbewegungen					Deviationsindizes der rechten Hüftbewegungen				
Sagittal		RG	RP	P RG/RP	Sagittal		RG	RP	P RG/RP
DI	x ± s	0.943 ± 1.479	6.123 ± 9.95	0.065	DI	x ± s	0.943 ± 1.224	3.08 ± 2.873	0.014
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		RG	RP	P RG/RP	Frontal		RG	RP	P RG/RP
DI	x ± s	0.933 ± 1.172	1.778 ± 2.18	0.197	DI	x ± s	0.943 ± 0.776	1,15 ± 1.538	0.644
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		RG	RP	P RG/RP	Transversal		RG	RP	P RG/RP
DI	x ± s	0.943 ± 0.979	1.374 ± 1.138	0.275	DI	x ± s	0.943 ± 0.913	0.857 ± 1.089	0.817
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 43: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Deviationsindizes der Becken und LWS-Bewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Gehen.

Deviationsindizes der Beckenbewegungen					Deviationsindizes der LWS- Bewegungen				
Sagittal		RG	RP	P RG/RP	Sagittal		RG	RP	P RG/RP
DI	x ± s	0.943 ± 1.530	2.523 ± 3.057	0.084	DI	x ± s	0.943 ± 1.026	1.699 ± 1.436	0.118
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		RG	RP	P RG/RP	Frontal		RG	RP	P RG/RP
DI	x ± s	0.943 ± 1.193	1.64 ± 2.787	0.381	DI	x ± s	0.943 ± 1.350	0.673 ± 0.816	0.514
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		RG	RP	P RG/RP	Transversal		RG	RP	P RG/RP
DI	x ± s	0.943 ± 0.663	1.352 ± 1.227	0.266	DI	x ± s	0.943 ± 0.974	1.085 ± 0.849	0.674
	n	15	15			n	15	15	

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Bei einem Vergleich aller ermittelten Deviationsindizes ergibt sich ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0,01$) zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten.

Tab. 44: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Deviationsindizes gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	0.942 ± 1.1	1.941 ± 3.61	0.001
	n	180	177	

Dysfunktionale und krankhafte Bewegungen

In der unten abgebildeten Tabelle sind die Deviationswahrscheinlichkeiten von allen am Querschnittvergleich teilnehmenden Probanden farbig markiert, die auf einen dysfunktionalen ($p\ (\chi^2) < 0,1$: orange) bzw. krankhaften ($p\ (\chi^2) < 0,01$: rot) Verlauf hinweisen. Bei 180 Messergebnissen von 15 Rückengesunden sind 17 dysfunktionale und 6 krankhafte Bewegungsabläufe vorhanden. Bei der gleichen Anzahl von Messergebnissen sind bei den Rückenpatienten insgesamt 30 dysfunktionale und 21 krankhafte Bewegungskurven ersichtlich. Bei 3 Rückenpatienten wurden weder dysfunktionale noch krankhafte Bewegungen gemessen. 1 Patient fiel durch 6 krankhafte und eine dysfunktionale Bewegungsebene besonders auf.

Tab. 45: Dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte Bewegungen (p (χ^2) < 0,01: rot) innerhalb der sagittalen (S), frontalen (F) und transversalen (T) Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäule bei den 15 Rückengesunden (RG) und den 15 Rückenpatienten (RP).

	RG												RP											
Proband	Hüfte links			Hüfte rechts			Becken			LWS			Hüfte links			Hüfte rechts			Becken			LWS		
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
12	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
13	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
14	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
15	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Ein Vergleich der individuell ermittelten Deviationswahrscheinlichkeiten für die gesamten Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen bestätigt den Unterschied zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten. Während bei den Rückengesunden 3 Probanden ein dysfunktionales und 1 Proband ein krankhaftes Bewegungsverhalten in der Körperregion beim Gehen aufweisen, sind es in der Gruppe der Rückenpatienten 1 Proband mit dysfunktionalen und sogar 8 Probanden mit insgesamt krankhaften Bewegungen.

Tab. 46: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) für einen normalen zeitlichen Verlauf der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen.

	RG			RP			
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	0.99	9	0.96	1	0.18	9	0.24
2	0.36	10	0.99	2	0.003	10	0.99
3	0.03	11	0.004	3	0.004	11	0.97
4	0.16	12	0.99	4	4.3*10^^-21	12	0.01
5	0.99	13	0.02	5	0.005	13	0.12
6	0.009	14	0.92	6	0.99	14	0.00001
7	0.02	15	0.89	7	0.00007	15	2.4*10^^-26
8	0.99			8	0.004		

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und -wahrscheinlichkeiten

Die Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes χ^2 wird über die Histogramme graphisch dargestellt. Insgesamt nimmt bei beiden Gruppen mit zunehmender Höhe des Deviationsindex die Häufigkeit ab. Bei den Rückenpatienten sind im Vergleich zu den Rückengesunden aber mehr und größere außerhalb des Normbereiches liegende Abweichungen erkennbar. Aus dem Rahmen fällt hier insbesondere der Deviationsindex (χ^2~19) eines Rückenpatienten.

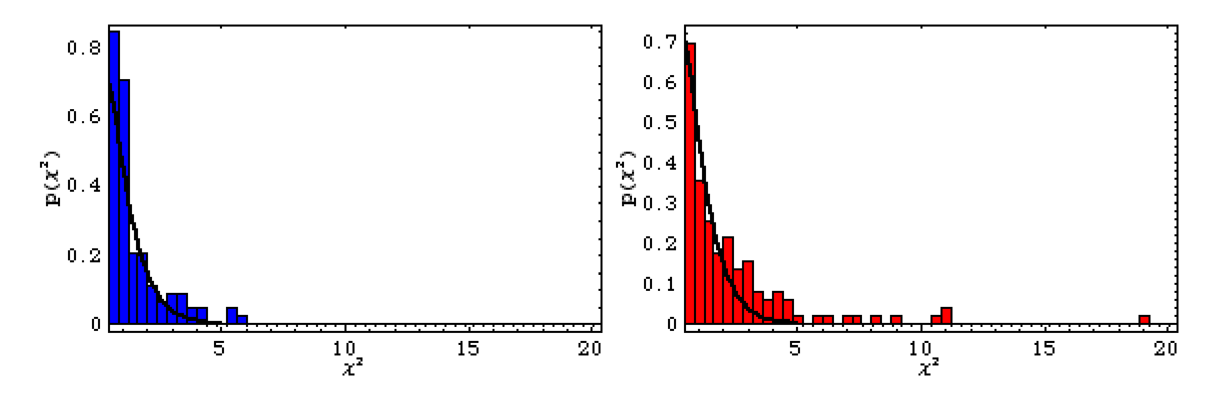


Abb. 50: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und rückengesunde Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) bei Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot).

5.1.4.2 Beim zügigen Gehen

Deviationsindizes der einzelnen Bewegungsebenen

Bei einem Vergleich der zeitlichen Bewegungsverläufe beim zügigen Gehen zeigt sich in allen Bewegungsebenen, dass bei den Rückenpatienten sowohl die gemittelten Deviationsindizes wie auch die Standardabweichungen größer ausfallen. Bei 4 von 12 untersuchten Ebenen wurden signifikante Unterschiede zwischen den Rückenpatienten und den Rückengesunden ermittelt. Dies ist bei den Hüftbewegungen in den rechten sagittalen ($p \leq 0,05$), in der linken frontalen ($p \leq 0,05$) und transversalen ($p \leq 0,05$) Ebene und in der frontalen Beckenbewegung ($p \leq 0,05$) der Fall. Die linke sagittale Hüftbewegung erreicht bei den Rückenpatienten den höchsten gemittelten Deviationsindex von allen Bewegungsebenen. Jedoch ist hier die Standardabweichung so groß, dass keine signifikante Unterschiedswahrscheinlichkeit vorliegt.

Tab. 47: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Deviationsindizes von Hüftbewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Deviationsindizes der linken Hüftbewegungen					Deviationsindizes der rechten Hüftbewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.966	4.273 ± 6.487	0.068	DI	x ± s	0.943 ± 0.895	2.361 ± 2.391	0.041
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.521	3.388 ± 3.855	0.029	DI	x ± s	0.943 ± 0.864	1.274 ± 0.897	0.481
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.881	2.438 ± 2.076	0.019	DI	x ± s	0.943 ± 0.796	1.125 ± 1.308	0.650
	n	15	15			n	15	15	

Tab.48: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Deviationsindizes der Becken und LWS-Bewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim zügigen Gehen.

Deviationsindizes der Beckenbewegungen					Deviationsindizes der LWS- Bewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 1.279	2.31 ± 1.938	0.084	DI	x ± s	0.943 ± 0.953	1.608 ± 2.522	0.349
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.762	2.961 ± 5.138	0.050	DI	x ± s	0.943 ± 0.864	1.738 ± 3.316	0.377
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± .0.569	1.482 ± 1.979	0.303	DI	x ± s	0.943 ± 0.888	1.614 ± 2.1	0.284
	n	15	15			n	15	15	

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Zwischen den beiden Probandengruppen ergibt sich bei einer Analyse aller kinematischer Deviationsindizes ein hochsignifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}01$).

Tab. 49: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Deviationsindizes gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	0.952 ± 0.846	2.223 ± 3.14	0.000
	n	180	176	

Dysfunktionale und krankhafte Bewegungen

In der unten abgebildeten Tabelle sind die Felder farbig markiert, wo die Wahrscheinlichkeiten auf einen dysfunktionalen (p (χ^2) < 0,1: orange) bzw. krankhaften (p (χ^2) < 0,01: rot) kinematischen Verlauf beim Gehen hinweisen. Während die Anzahl der

dysfunktionalen Verläufe (n=21) bei den Rückengesunden sogar geringfügig niedriger ist als bei den Rückenpatienten mit 24 dysfunktionalen Bewegungsebenen, existiert bei der Häufigkeit an krankhaften Bewegungsverläufen ein großer Unterschied zwischen den beiden Gruppen. So liegen bei den Rückengesunden mit einer Ausnahme alle Bewegungsverläufe oberhalb der 1% Grenze. Hingegen sind bei den 15 Rückenpatienten mit ebenfalls 180 Messungen 31 Bewegungsverläufe als krankhaft zu bezeichnen.

Es lassen sich bei beiden Gruppen keine typischen dysfunktionalen oder krankhaften Bewegungsmuster erkennen. Jede Bewegungsebene ist mit von der Norm abweichenden Bewegungen betroffen.

Tab. 50: Dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte Bewegungen (p (χ^2) < 0,01: rot) innerhalb der sagittalen (S), frontalen (F) und transversalen (T) Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäule bei den 15 Rückengesunden (RG) und den 15 Rückenpatienten (RP).

	RG											
Proband	Hüfte links			Hüfte rechts			Becken			LWS		
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T
1	0.70	0.46	0.12	0.57	0.85	0.51	0.71	0.81	0.86	0.08	0.43	0.93
2	0.03	0.34	0.46	0.02	0.36	0.57	0.02	0.51	0.20	0.04	0.55	0.73
3	0.34	0.50	0.75	0.61	0.55	0.11	0.94	0.27	0.60	0.08	0.91	0.25
4	0.33	0.22	0.87	0.29	0.05	0.19	0.96	0.14	0.47	0.97	0.03	0.29
5	0.81	0.43	0.68	0.85	0.66	0.68	0.78	0.82	0.59	0.86	0.52	0.85
6	0.03	0.19	0.62	0.20	0.86	0.97	0.004	0.24	0.61	0.97	0.03	0.73
7	0.52	0.95	0.92	0.28	0.71	0.19	0.45	0.53	0.89	0.13	0.31	0.02
8	0.64	0.7	0.83	0.61	0.98	0.44	0.92	0.81	0.08	0.99	0.65	0.61
9	0.93	0.55	0.03	0.97	0.35	0.95	0.83	0.73	0.33	0.86	0.71	0.71
10	0.94	0.39	0.88	0.71	0.71	0.93	0.91	0.49	0.40	0.76	0.85	0.49
11	0.55	0.14	0.04	0.20	0.09	0.11	0.60	0.48	0.30	0.43	0.58	0.44
12	0.95	0.48	0.31	0.96	0.31	0.58	0.96	0.19	0.13	0.26	0.32	0.58
13	0.07	0.13	0.25	0.06	0.08	0.80	0.05	0.02	0.40	0.88	0.84	0.46
14	0.96	0.71	0.47	0.92	0.79	0.79	0.78	0.86	0.56	0.19	0.83	0.05
15	0.63	0.68	0.91	0.89	0.06	0.04	0.53	0.77	0.70	0.97	0.40	0.91

	RP											
Proband	Hüfte links			Hüfte rechts			Becken			LWS		
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T
1	0.01	0.52	0.53	0.02	0.56	0.82	0.01	0.81	0.48	0.07	2.5*10^-8	0.000
2	0.01	0.43	0.30	0.07	0.15	0.25	0.22	0.47	0.76	0.91	0.86	0.65
3	0.03	0.01	0.47	0.10	0.22	0.98	0.15	1.7*10^-6	0.46	0.97	0.72	0.05
4	5.2*10^-17	0.10	0.20		0.12	0.92	1.9*10^-6	0.81	0.48			
5	0.49	0.000	0.000	0.16	0.38	0.10	0.18	0.01	0.54	0.99	0.2	0.96
6	0.000	0.63	0.49	3.5*10^-6	0.95	0.88	0.000	0.81	0.81	3.0*10^-6	0.54	0.44
7	0.000	0.006	0.47	0.004	0.49	0.20	0.05	0.28	0.57	0.15	0.65	0.41
8	0.02	0.71	0.48	0.006	0.66	0.52	0.006	0.66	0.75	0.32	0.66	0.40
9	0.58	0.10	0.001	0.66	0.36	0.51	0.64	0.16	0.60	0.95	0.45	0.94
10	0.42	0.27	0.55	0.43	0.66	0.70	0.93	0.90	0.19	0.95	0.76	0.000
11	0.49	0.46	0.000	0.64	0.29	0.69	0.85	0.789	0.01	0.03	0.79	0.73
12	0.77	1.9*10^-9	0.02	0.68	0.34	0.82	0.84	0.000	0.69	0.76	0.70	0.66
13	0.66	0.000	0.39	0.86	0.09	0.65	0.88	0.17	0.02	0.55	0.71	0.26
14	0.18	0.55	0.01	0.15	0.000	0.002	0.29	0.000	0.47	0.93	0.38	0.42
15	0.000	0.000	0.000	0.17	0.44	0.02	0.3	9.8*10^-7	0.000	0.01	0.006	0.65

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Bei einer Analyse der individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten für die Bewegungen in der Hüft-, Becken und Lendenwirbelsäulenregion zeigt sich wiederum, dass die Patienten im Vergleich zu den Rückengesunden viel häufiger auffällige Bewegungsmuster aufweisen. Insgesamt sind die Bewegungsverläufe innerhalb der untersuchten Körperregion bei den

Rückenpatienten bei 3 Probanden dysfunktional und bei 9 krankhaft. Hingegen finden sich bei den Rückengesunden nur 3 Probanden mit dysfunktionalen Bewegungsmustern.

Tab. 51: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) für einen normalen zeitlichen Verlauf der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen.

	RG			RP			
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	0.84	9	0.94	1	1.4*10^^-8	9	0.22
2	0.02	10	0.99	2	0.18	10	0.25
3	0.57	11	0.094	3	0.00004	11	0.04
4	0.13	12	0.65	4	2.5*10^^-16	12	5.4*10^^-6
5	0.99	13	0.02	5	0.002	13	0.03
6	0.07	14	0.94	6	8.2*10^^-9	14	0.00003
7	0.42	15	0.84	7	0.00006	15	1.6*10^^-17
8	0.99			8	0.04		

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten

Wie auch bei den vorherigen Analysen zeigen die Histogramme, dass bei den Patienten viel häufiger extreme und außerhalb der rückengesunden Normalverteilung liegende Ergebnisse bei den Deviationsindizes vorkommen.

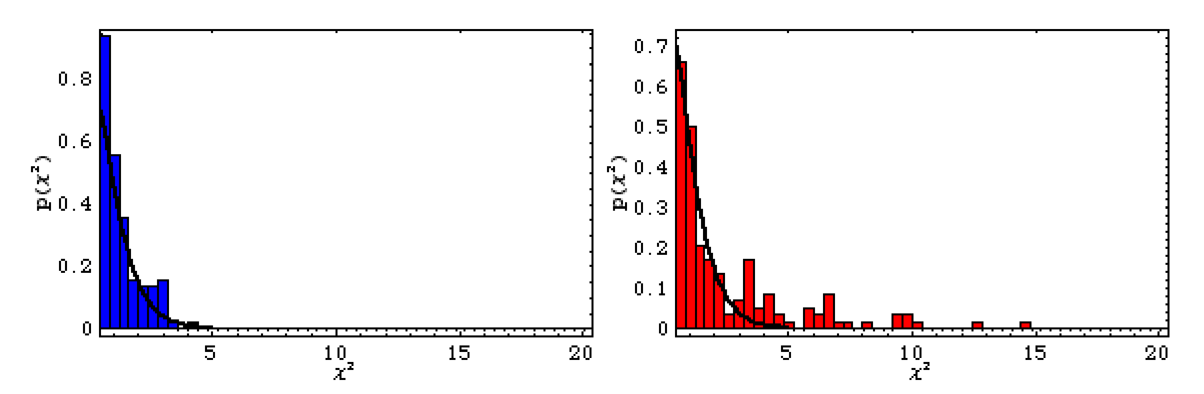


Abb. 51: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) bei Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot)

5.1.4.3 Beim langsamen Bergaufgehen

Deviationsindizes der einzelnen Bewegungsebenen

Beim langsamen Bergaufgehen sind deutliche Unterschiede zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten bzgl. der zeitlichen Abweichungen der kinematischen Bewegungen festzustellen. Die gemittelten Deviationsindizes und deren Standardabweichungen sind bei der schmerzgeplagten Probandengruppe fast immer größer als bei den Rückengesunden. Die Analyse der zeitlichen Bewegungsabläufe ergibt, dass vor allem die Hüftbewegungen bei den

Patienten im Vergleich zu den Gesunden abweichen. Sowohl die sagittalen linken ($p \leq 0{,}05$) und rechten ($p \leq 0{,}05$) als auch die frontalen linken ($p \leq 0{,}05$) Hüftbewegungen zeigen bei den Patienten signifikante Unterschiede gegenüber den Gesunden.

Deutliche Unterschiede existieren auch bei den Bewegungen des Beckens in der sagittalen und der frontalen Ebene und bei der Lendenwirbelsäule in der sagittalen Ebene. Nur die gemittelten Deviationsindizes bei der rechten frontalen Hüft- sowie bei der transversalen LWS-Bewegung zeigen im Durchschnitt bei den Rückenpatienten geringere zeitliche Abweichungen.

Tab. 52: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Deviationsindizes von Hüftbewegungen von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Deviationsindizes der linken Hüftbewegungen					Deviationsindizes der rechten Hüftbewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.843	2.243 ± 1.681	0.014	DI	x ± s	0.943 ± 0.881	2.016 ± 1.826	0.05
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.698	3.446 ± 3.471	0.015	DI	x ± s	0.943 ± 0.866	0.708 ± 0.499	0.36
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 1.064	1.125 ± 1.253	0.381	DI	x ± s	0.943 ± 0.679	1.544 ± 2.094	0.299
	n	15	15			n	15	15	

Tab. 53: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Deviationsindizes der Becken und LWS-Bewegungen von Rückengesunden (RG) und Rückenpatienten (RP) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Deviationsindizes der Beckenbewegungen					Deviationsindizes der LWS- Bewegungen				
Sagittal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Sagittal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 1.133	1.944 ± 5.138	0.095	DI	x ± s	0.943 ± 1.315	3.613 ± 5.116	0.068
	n	15	15			n	15	15	
Frontal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Frontal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 1.083	3.728 ± 3.591	0.057	DI	x ± s	0.943 ± 1.036	2.715 ± 4.23	0.135
	n	15	15			n	15	15	
Transversal		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Transversal**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0,6	1.889 ± 2.177	0.124	DI	x ± s	0.943 ± 0.667	0.667 ± 0.881	0.423
	n	15	15			n	15	15	

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Der Vergleich aller ermittelten Deviationsindizes zeigt wiederum einen hochsignifikanten ($p \leq 0{,}01$) Unterschied zwischen den Rückengesunden und -patienten.

Tab. 54: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen kinematischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Deviationsindizes gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	0.943 ± 0.923	2.153 ± 3.027	0.000
	n	180	180	

Dysfunktionale und krankhafte Bewegungen

In der nachfolgenden Tabelle sind die Deviationswahrscheinlichkeiten farbig markiert, die auf dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) bzw. krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) kinematische Bewegungen hinweisen. Eine Analyse der Bewegungskurven zeigt bei den Rückengesunden (n = 180 Muskelmessungen) 17 mal einen dysfunktionalen und dreimal einen krankhaften zeitlichen Verlauf. Bei der gleichen Anzahl von Messergebnissen bei Rückenpatienten existieren 23 dysfunktionale und 27 krankhafte Bewegungsverläufe. Nur bei einem Rückenpatienten sind keine für einen Rückengesunden unwahrscheinlichen Bewegungsabläufe aufgezeichnet worden. Wie bei allen anderen kinematischen Gruppenvergleichen ist beim Bergaufgehen der 15. Rückenpatient durch seine zahlreichen krankhaften Bewegungsverläufe ebenfalls besonders auffällig.

Es lassen sich wiederum bei den Probanden keine typischen dysfunktionalen oder krankhaften Verläufe in der Hüft-, Becken- und Lendenregion feststellen.

Tab. 55: Dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte Bewegungen (p (χ^2) < 0,01: rot) innerhalb der sagittalen (S), frontalen (F) und transversalen (T) Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäule bei den 15 Rückengesunden (RG) und den 15 Rückenpatienten (RP) beim langsamen Bergaufgehen.

	RG												RP											
Proband	Hüfte links			Hüfte rechts			Becken			LWS			Hüfte links			Hüfte rechts			Becken			LWS		
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
12	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

13	0.0451922	0.170066	0.405711	0.0288947	0.187042	0.564146	0.00465828	0.00586604	0.510608	0.960028	0.929731	0.903265	0.533921	0.00168285	0.923263	0.641389	0.564146	0.466323	0.724389	0.488075	0.00285121	0.17775	0.654864	0.0675669
14	0.582849	0.86849	0.675364	0.545867	0.648107	0.582849	0.246738	0.768208	0.668493	0.745818	0.545867	0.634713	0.347643	0.648107	0.0835616	0.382467	0.223247	0.000123265	0.0835616	0.0113533	0.601966	0.00550907	0.226067	0.689211
15	0.319467	0.854245	0.989334	0.545867	0.0344807	0.796413	0.240662	0.903265	0.510608	0.923263	0.832661	0.582849	0.000522377	4.87686*10^^-6	0.00574474	0.0422439	0.696186	0.000376023	0.133931	1.01722*10^^-7	0.0000201193	0.000144312	0.108727	0.88257

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Beim Bergaufgehen sind bei 15 Rückenpatienten 10 krankhafte und 3 dysfunktionale Bewegungsmuster erkennbar. Bei den Rückengesunden bewegt sich hingegen jeweils nur 1 Proband dysfunktional bzw. krankhaft.

Tab. 56: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Rückengesunden (RG, n=15) und Rückenpatienten (RP, n=15) für einen normalen zeitlichen Verlauf der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen beim langsamen Bergaufgehen.

	RG			RP			
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	0.95	9	0.93	1	0.00001	9	0.02
2	0.97	10	0.99	2	1.4*10^^-6	10	0.99
3	0.13	11	0.11	3	8.7*10^^-6	11	0.06
4	0.13	12	0.93	4	0.63	12	1.78*10^^-11
5	0.35	13	0.005	5	0.00001	13	0.02
6	0.53	14	0.96	6	0.0005	14	0.00007
7	0.02	15	0.87	7	0.0003	15	1.1*10^^-20
8	0.90			8	2.1*10^^-6		

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten

Ein Vergleich der Histogramme verdeutlicht die obigen Zahlen in ihrer Häufigkeitsverteilung. So wird graphisch aufgezeigt, dass die Patienten mehr und extremere aus der Norm fallende Bewegungen beim Gehen durchführen.

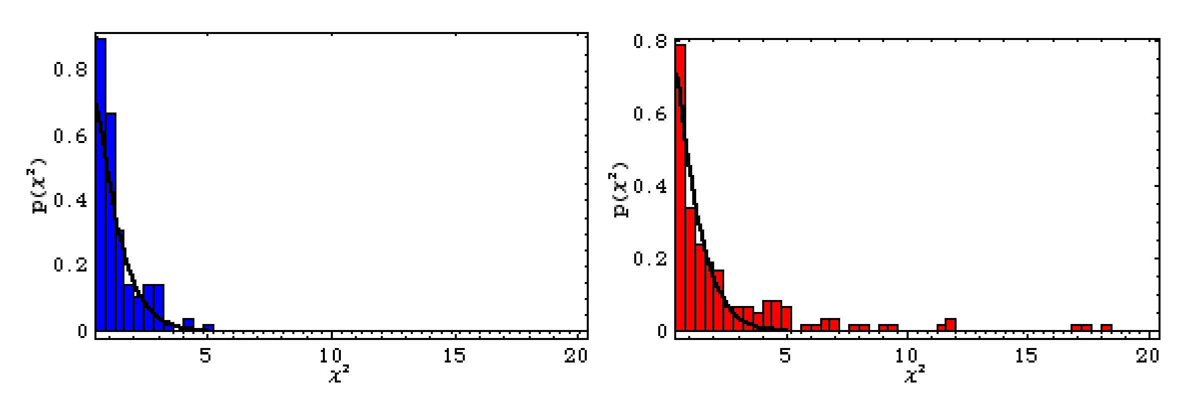


Abb. 52: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) bei Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot).

5.1.4.4 Korrelationen zwischen den verschiedenen Gangmessungen

In den unten abgebildeten Graphiken werden die kinematischen Deviationsindizes der Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot) zwischen den verschiedenen Gangtestungen korreliert. Verglichen werden jeweils die Höhen der Deviationsindizes (χ^2) beim zügigen Gehen und langsamen Bergaufgehen mit denen beim langsamen Gehen.

Es zeigen sich sowohl bei beiden untersuchten Gruppen Deviationsindizes, die auf hohe zeitliche Abweichungen hindeuten. Bei den Rückenpatienten jedoch fallen sie zahlreicher und extremer aus.

Die hohen Streuungen innerhalb der Korrelationsgraphiken sagen aus, dass vereinzelte individuelle bewegungsspezifische Deviationsindizes bei den verschiedenen Gangmessungen in ihrer Höhe unterschiedlich ausfallen. Das kann bedeuten, dass der Proband sich in einer Bewegungsebene bei einer Gangmessung normgerecht bewegt, indessen bei einer anderen Geschwindigkeit oder Steigung in derselben Ebene dysfunktionale oder krankhafte Bewegungen durchführt.

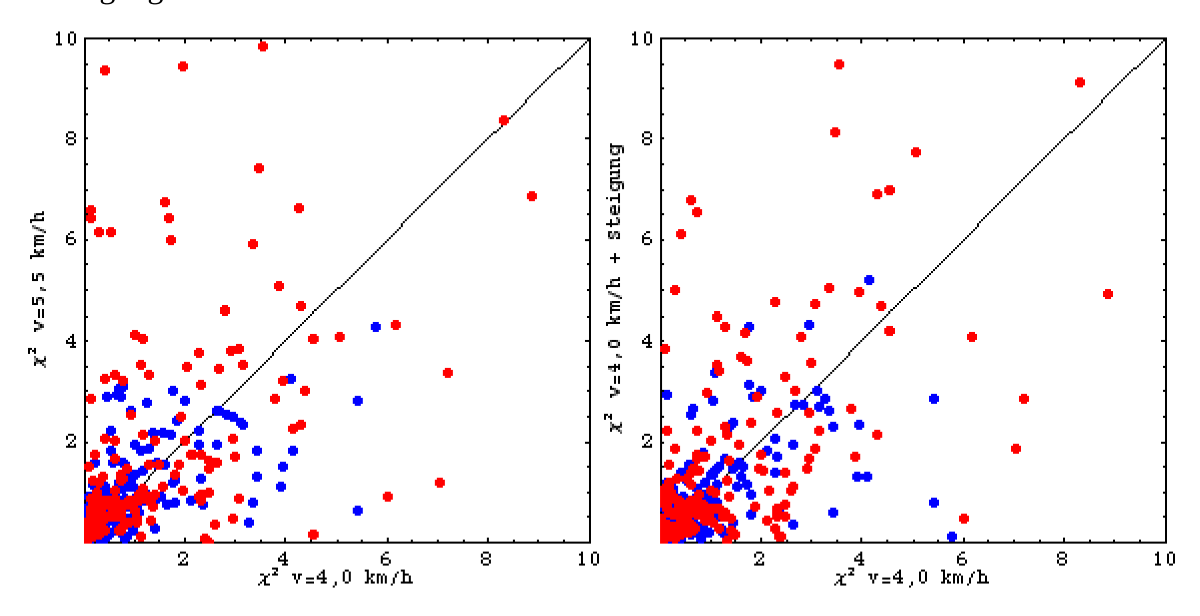


Abb. 53: Korrelationen zwischen den bewegungsspezifischen Deviationsindizes χ^2 bei den verschiedenen Gangtestungen (v=4 km/h, v= 5,5 km/h und v=4 km/h mit Steigung) bei Rückengesunden (blau) und Rückenpatienten (rot).

In den beiden unteren Graphiken werden die Korrelationen der individuell gemittelten Deviationsindizes zwischen den verschiedenen Gangmessungen dargestellt. Wiederum wird das langsame Gehen jeweils mit dem zügigen und dem Bergaufgehen verglichen. Aus den Graphiken lässt sich erkennen, dass die gemittelten Deviationsindizes bei den Rückengesunden (blau) höhere Korrelationen zwischen den verschiedenen Gangtypen aufweisen als bei den Rückenpatienten (rot). Es ist aber auch zu erkennen, dass die eine

Hälfte der Gesunden sich durchschnittlich in ihren Bewegungen normgerechter bewegt als die andere Hälfte.

Bei den Patienten zeigen sich mehr interkoordinative dysfunktionale Bewegungen beim schnellen und beim Bergaufgehen als beim langsamen Gehen.

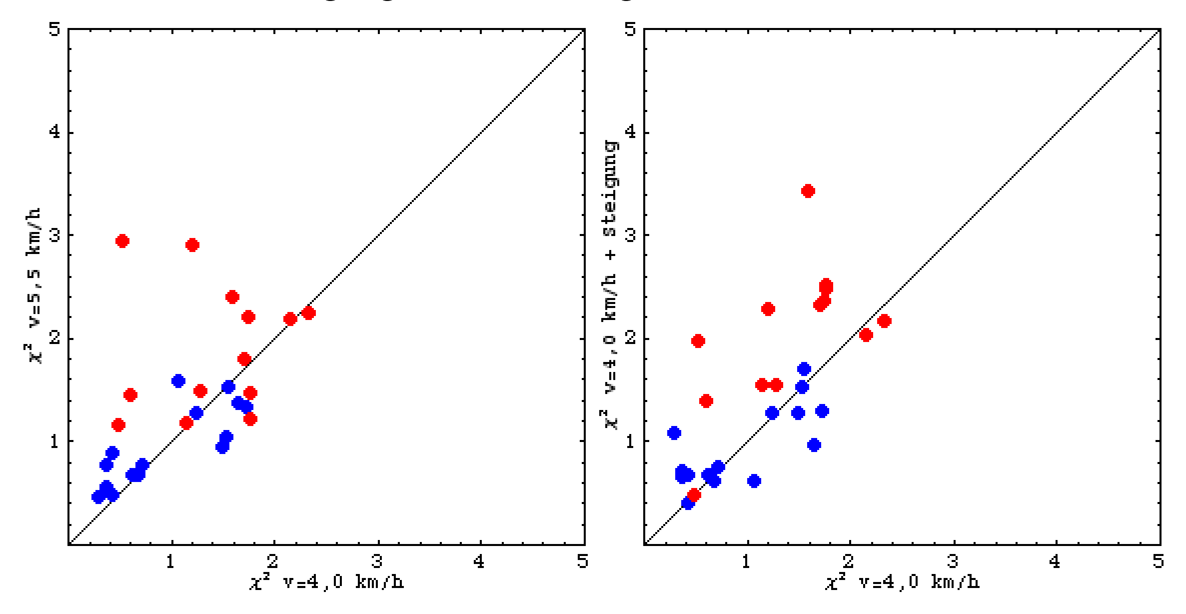


Abb. 54: Korrelationen zwischen den individuell gemittelten Deviationsindizes χ^2 bei den verschiedenen Gangmessungen (v=4 km/h, v= 5,5 km/h und v=4 km/h mit Steigung) bei Rückengesunden (blau) und Rückenpatienten (rot).

Insgesamt sind die Korrelationen zwischen den für die drei unterschiedlichen Gangtestungen berechneten Deviationsindizes bei den Rückenpatienten wesentlich negativer als bei den Rückengesunden.

5.1.5 Zusammenfassung

Bewegungsausmaße:

- Bei den Gangtestungen zeigen sich sowohl bei den Extensions- als auch bei den sagittalen Gesamtbewegungsausmaßen in der Hüfte und im Oberschenkel (signifikant) kleinere Bewegungen bei den Rückenpatienten als bei den Rückengesunden.
- Ansonsten ergeben sich mit Ausnahme der sagittalen Beckenbewegung beim langsamen Gehen, der transversalen Hüftbewegungen beim zügigen Gehen und den frontalen Hüft- und Beckenbewegungen beim Bergaufgehen keine signifikanten Unterschiede. Jedoch zeigt sich, dass die Patienten beim langsameren Gehen tendentiell zu einer vermehrten Beckenflexion und damit verbundenen LWS-Extension neigen.
- Auffällig sind allerdings in einzelnen Ebenen die vergleichsweise wesentlich größeren Standardabweichungen bei den Rückenpatienten.

- Ein Vergleich der gesamten durchschnittlichen Bewegungswerte in der Hüft-, Becken- und Lendenregion ergeben bei den Rückengesunden und Rückenpatienten fast identische Werte.

Bewegungsvariabilitäten:

- Insbesondere die sagittalen Hüftbewegungen fallen durch ihre geringe Bewegungsvariabilität im Vergleich zu den anderen Bewegungsebenen beim Gehen auf. Dennoch ergeben sich bei 2 von 3 Gangtestungen signifikant kleinere Bewegungsvariabilitäten bei den Rückenpatienten. Vergleichsweise gleichmäßig werden auch die Bewegungen in den frontalen und transversalen Hüft-, den frontalen Becken- sowie in den transversalen LWS-Ebenen durchgeführt. Im Gegensatz dazu kennzeichnen sich die sagittalen und transversalen Becken- sowie die sagittalen und frontalen LWS-Bewegungen durch große Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten. Dies gilt insbesondere für das Gangverhalten der Rückengesunden. Jedoch ist ausschließlich beim langsamen Bergaufgehen und dies bei den Bewegungen in der frontalen Lendenwirbelsäule eine signifikant höhere Ungleichmäßigkeit beim Gehen bei den Rückengesunden zu verzeichnen.
- Bei einem Vergleich der individuell über alle Bewegungsebenen gemittelten Variationskoeffizienten zeigt sich zum einen, dass bei den Rückengesunden bei den langsameren Gangtestungen größere interindividuelle Unterschiede innerhalb der Gruppe bestehen. Zum anderen fallen die intraindividuellen Unterschiede innerhalb der zwölf untersuchten Bewegungsebenen bzgl. der individuellen Standardabweichungen bei den Rückengesunden höher aus.
- Ein Gesamtvergleich aller berechneten Bewegungsvariabilitäten führt bei den langsameren Gangtestungen zu sehr signifikanten Unterschieden zwischen den beiden untersuchten Gruppen. Beim zügigen Gehen reduzieren sich die unregelmäßigen Bewegungen bei den Rückengesunden und bei den Rückenpatienten nehmen sie vereinzelt zu, so dass sich der Unterschied bei dieser Gangtestung zwischen den Gruppen verringert.
- Im Gegensatz zu den Rückengesunden ist die Höhe der Bewegungsvariabilitäten bei den Rückenpatienten unabhängig von Geschwindigkeit und Steigung.

Mit Hilfe des Vergleichs der Variabilitäten kann die Hypothese bestätigt werden, dass signifikante Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten bei den intra- und den interindividuellen Bewegungen innerhalb der Lenden-, Becken- und Hüftbewegungen beim Gehen existieren.

Deviationsindizes:

- Bei einem Vergleich der Deviationsindizes der einzelnen Bewegungsebenen sind nur vereinzelt signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen vorhanden. Vor allem die Hüftbewegungen scheinen sich zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten in ihrem zeitlichen Verlauf zu unterscheiden. So weichen die rechten sagittalen Hüftbewegungen der Rückenpatienten bei allen drei Gangmessungen von den Rückengesunden signifikant ab.
- Bei einem Vergleich aller bei einer Gangmessung ermittelten Deviationsindizes wird nachgewiesen, dass die Rückenpatienten sich (sehr) signifikant in ihrem zeitlichen kinematischen Bewegungsverhalten von den Rückengesunden unterscheiden.
- Eine Analyse aller individuellen Wahrscheinlichkeiten über alle Bewegungsebenen hinweg zeigt, dass sowohl bei den Rückengesunden als auch bei den Rückenpatienten vereinzelte für einen Gesunden unwahrscheinliche Ergebnisse ($p(\chi^2) < 0{,}01$) existieren. Während die als dysfunktionale Verläufe definierten Bewegungen ($0{,}01 < p(\chi^2) < 0{,}1$) nur tendenziell häufiger bei den Rückenpatienten vorkommen, ist die Anzahl der krankhaften Verläufe ($p(\chi^2) \leq 0{,}01$) eindeutig höher. Bei beiden Gruppen betreffen die dysfunktionalen und krankhaften Verläufe nicht typischerweise eine Bewegungsebene. Im Gegenteil sind bei allen Bewegungsebenen dysfunktionale bzw. krankhafte Verläufe zu entdecken, und der oder die Orte der Abweichung sind von Proband zu Proband unterschiedlich.
- Das Ausmaß der Unterschiede zwischen den beiden Gruppen lässt sich weiterhin über eine individuelle Betrachtung der ermittelten Deviationswahrscheinlichkeiten verdeutlichen. Während nur vereinzelte Rückengesunde sich insgesamt dysfunktional bewegen, ist dies bei den Rückenpatienten bei weit über der Hälfte der Fall. So zeigen z.B. beim langsamen Bergaufgehen nur 2 von 15 Rückenpatienten ein nicht als dysfunktional oder krankhaft definiertes Bewegungsverhalten.

Insgesamt ergibt sich also, dass bei den Rückenpatienten eindeutig mehr krankhafte Verläufe innerhalb der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen vorkommen. Da jedoch keine Bewegungsebenen typischerweise von den zeitlichen Abweichungen betroffen werden, sind bei einer isolierten Analyse einzelner Bewegungsebenen auch nur vereinzelte Unterschiede signifikant. Schlussfolgernd bestätigen die oben genannten Ergebnisse der Analyse der zeitlichen Verläufe die angenommene Hypothese, dass zwischen den Rückenpatienten und den Rückengesunden wissenschaftlich nachweisbare Unterschiede innerhalb ihres Bewegungsverhaltens existieren.

5.2 Elektromyographische Ergebnisse

5.2.1 Innervationsverläufe der untersuchten Muskulatur beim Gehen

M. transversus abdominis/ M. obliquus internus

Die gemeinsamen Ableitungen des M. transversus abdominis und des M. obliquus internus zeigen bei den Rückengesunden (gelb) drei Phasen der überdurchschnittlichen Aktivität. Bei der ersten Phase, zu Beginn der mittleren Standphase (12% – 19% des Gangzyklus) ergeben sich lediglich geringe überdurchschnittliche Aktivitäten (109% vom Mittelwert). Zu den Zeiten der terminalen Stand- bis zur Vorschwungphase (38% – 60% des Gangzyklus) wie auch der terminalen Schwungphase bis zum initialen Bodenkontakt (85% - (10)3% des Gangzyklus) werden höhere überdurchschnittliche Aktivitäten (141% bzw. 169% vom Mittelwert) bei den Muskeln aufgezeichnet.

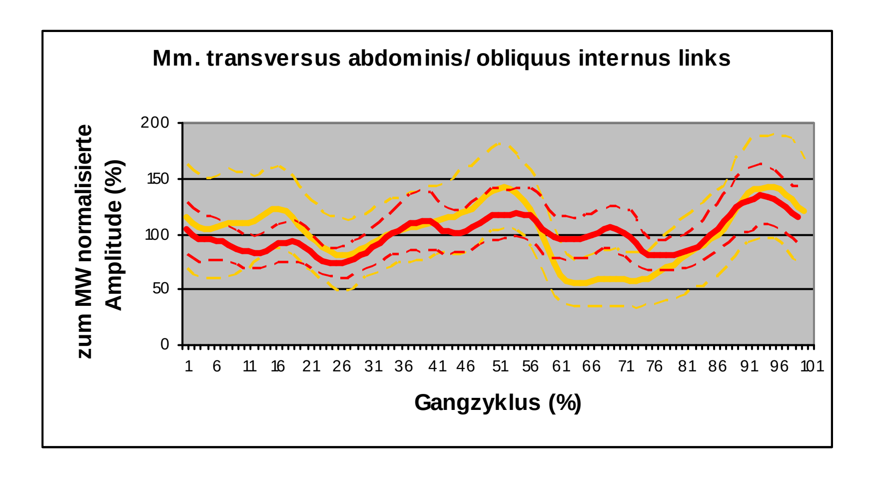


Abb. 55: Gruppengemittelte Innervationsverläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) des M. transversus abdominis und des M. obliquus internus links von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n =8) beim Gehen mit zum individuellen Mittelwert normalisierten Amplituden.

M. multifidus L4/L5

Der M. multifidus ist biphasisch überdurchschnittlich innerviert. Der erste Peak (228% vom Mittelwert) findet bei den Rückengesunden unmittelbar nach dem initialen Bodenkontakt während der initialen bipedalen Standphase (5 % des Gangzyklus) statt. Anschließend reduzieren sich die elektromyographischen Aktivitäten, die dann zum Beginn der mittleren Standphase (14% des Gangzyklus) wieder unterdurchschnittliches Niveau erreichen. Ab der Mitte des Gangzyklus (50%), also mit dem Fersenaufsatz des rechten Beines, arbeitet der Muskel wieder überdurchschnittlich und erreicht bei 55% des Gangzyklus das zweite Peak

(214% des Mittelwertes). Mit Beginn der initialen Schwunghase (62% des Gangzyklus), also dem Loslösen des linken Fußes vom Boden, bis zum Ende der terminalen Schwungphase (98% des Gangzyklus) arbeitet der Muskel wieder auf einem unterdurchschnittlichen Niveau. Kurz vor dem erneuten Aufsetzen der linken Ferse steigt die Aktivität wieder an.

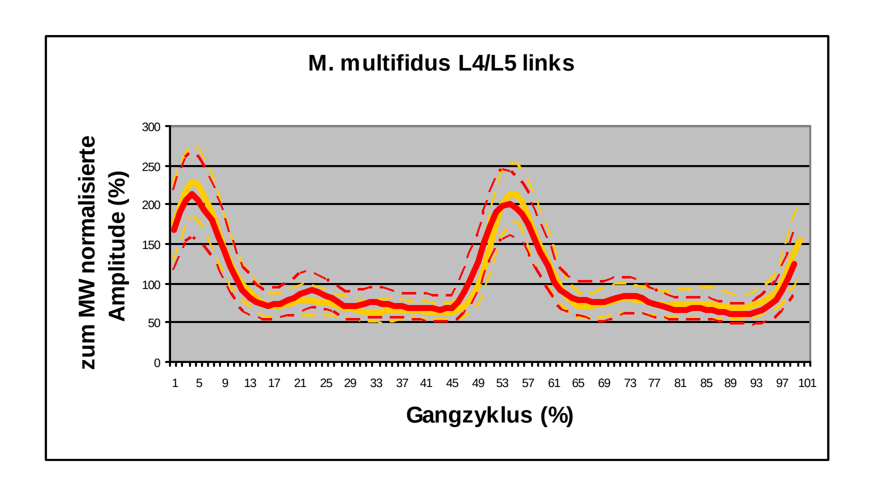


Abb. 56: Gruppengemittelte Innervationsverläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) des M. multifidus L4/L5 links von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n =8) beim Gehen mit zum individuellen Mittelwert normalisierten Amplituden.

M. multifidus L5/S1

Die gruppengemittelte Verlaufskurve des M. multifidus L5/S1 bei den Rückengesunden unterscheidet sich nicht von den zeitlichen Verläufen des M. multifidus L4/L5. Beide Peaks liegen in der Mitte der bipedalen Standphase (5 % bzw. 55 % des Gangzyklus) mit 233% bzw. 205% des Innervationsmittelwertes.

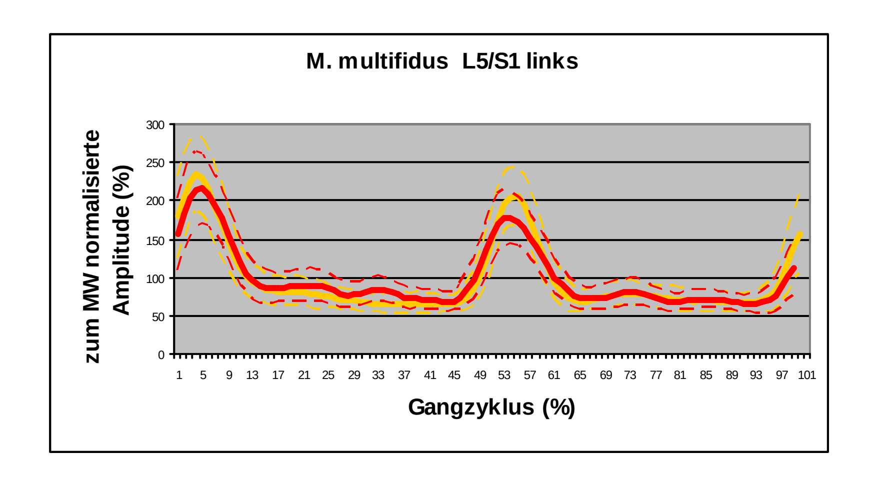


Abb. 57: Gruppengemittelte Innervationsverläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) des M. multifidus L5/S1 links von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n =8) beim Gehen mit zum individuellen Mittelwert normalisierten Amplituden.

M. gluteus medius

Der M. gluteus medius links zeigt einen fast monophasischen Verlauf während des Gehens. Mit dem linken Fersenaufsatz beginnt eine Phase der stark überdurchschnittlichen Aktivität (269% vom Mittelwert), die ihren Höhepunkt zu Beginn der mittleren Standphase (10% des Gangzyklus) erreicht und kurze Zeit danach (20% des Gangzyklus) wieder endet. Während der terminalen Standphase zwischen 33 % und 41% des Gangzyklus besteht eine zweite Phase einer leichten überdurchschnittlichen Aktivität (111% vom Mittelwert). Bis zum erneuten linken Fersenaufsatz bleibt der Muskel anschließend unterdurchschnittlich aktiv.

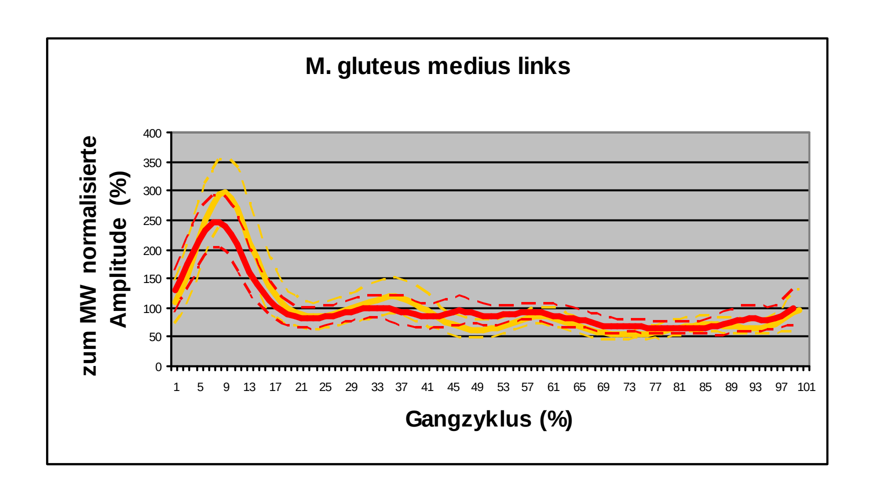


Abb. 58: Gruppengemittelte Innervationsverläufe (liniert) und deren Standardabweichungen (gestrichelt) des M. gluteus medius links von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n =8) beim Gehen mit zum individuellen Mittelwert normalisierten Amplituden.

5.2.2 Individuelle Innervationsvariabilitäten

5.2.2.1 Beim langsamen Gehen

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Muskelinnervationen

Bei der Betrachtung der Variabilitäten beim langsamen Gehen erkennt man, dass mit einer Ausnahme beim M. multifidus L4/L5, alle Variabilitäten bei den Rückengesunden höher ausfallen als bei den Rückenpatienten. Statistisch ist die Höhe der Variabilitäten bei den Bauchmuskeln M. transversus abdominis und M. obliquus internus auffällig. Es ergibt sich bei der Testung auf Interaktion zwischen Gruppenzugehörigkeit und Körperseite ein sehr signifikantes Ergebnis ($p \leq 0{,}01$). Ebenfalls sehr signifikant ($p \leq 0{,}01$) ist der Unterschied zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten bei der Höhe der Variationskoeffizienten auf der linken Körperseite.

Tab. 57: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) auf der linken und rechten Körperseite von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 8), Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen beim langsamen Gehen.

M. transversus abdominis/ M. obliquus internus			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ± s	0.35 ± 0.16	0.31 ± 0.13	0.130
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.22 ± 0.07	0.25 ± 0.08	0.175
		n	8	8	
P Gruppe			0.002	0.064	Interaktion 0.003
M. multifidus L4/L5			**Links**	**Rechts**	**P Seite**
CV	RG	x ± s	0.27 ± 0.10	0.29 ± 0.10	0.608
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.29 ± 0.08	0.25 ± 0.11	
		n	8	8	
P Gruppe			0.678		Interaktion 0.205
M. multifidus L5/S1			**Links**	**Rechts**	**P Seite**
CV	RG	x ± s	0.26 ± 0.09	0.25 ± 0.08	0.076
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.25 ± 0.04	0.23 ± 0.05	
		n	8	8	
P Gruppe			0.688		Interaktion 0.776
M. gluteus medius			**Links**	**Rechts**	**P Seite**
CV	RG	x ± s	0.29 ± 0.08	0.30 ± 0.07	0.696
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.26 ± 0.07	0.26 ± 0.07	
		n	7	8	
P Gruppe			0.268		Interaktion 0.795

Individuell gemittelte Variationskoeffizienten

In der unten angeführten Tabelle sind die über die 8 abgeleiteten Muskeln gemittelten individuellen Variationskoeffizienten und deren dazugehörigen Standardabweichungen aufgelistet. Im Gegensatz zu den Rückenpatienten (RP: $0,21 \leq CV \leq 0,29$) fallen die Variationskoeffizienten bei den Rückengesunden in ihrer Höhe sehr unterschiedlich aus (RG: $0,16 \leq CV \leq 0,42$).

Tab. 58: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 8) beim langsamen Gehen.

RG			RP		
Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten		Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten	
	x	s		x	s
1	0,2	0,05	1	0,26	0,03
2	0,3	0,09	2	0,25	0,02
3	0,16	0,05	3	0,28	0,03
4	0,29	0,13	4	0,21	0,1
5	0,33	0,03	5	0,27	0,06
6	0,22	0,06	6	0,25	0,09
7	0,26	0,04	7	0,21	0,07
8	0,32	0,05	8	0,29	0,1

9	0,29	0,02			
10	0,34	0,04			
11	0,28	0,03			
12	0,3	0,1			
13	0,38	0,06			
14	0,27	0,04			
15	0,42	0,08			

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Bei einem Vergleich aller berechneten Variationskoeffizienten ergibt sich ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}05$) zwischen den Gruppen. Dabei weisen auf beiden Seiten die Rückengesunden eine im Mittel höhere Variabilität auf als die Rückenpatienten.

Tab. 59: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller berechneten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 8), Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen beim langsamen Gehen.

Variationskoeffizienten gesamt			Links	Rechts	P Seite
CV	**RG**	x ± s	0.30 ± 0.12	0.29 ± 0.1	0.24
		n	60	60	
	RP	x ± s	0.26 ± 0.07	0.25 ± 0.08	
		n	31	31	
P Gruppe			0.02		Interaktion 0.95

5.2.2.2 Beim zügigen Gehen

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Muskelinnervationen

Beim zügigen Gehen fallen mit einer Ausnahme des M. multifidus L4/L5 alle Variationskoeffizienten bei den Rückengesunden größer aus als bei den Rückenpatienten.

Bei den Variabilitäten innerhalb der Muskelableitungen von M. transversus abdominis und M. obliquus internus auf der rechten und der linken Seite existieren signifikante Unterschiede ($p \leq 0{,}05$) zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten. Beim M. multifidus L4/L5 ist eine signifikante Interaktion ($p \leq 0{,}05$) zwischen Gruppenzugehörigkeit und Körperseite vorhanden. Während bei den Ableitungen vom linken M. multifidus L4/L5 ein ausgeglichenes Bild in der Höhe der Variationskoeffizienten zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten vorliegt, existiert auf der rechten Seite ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}05$). Keine weiteren signifikanten Unterschiede ergeben sich beim M. multifidus L5/S1, also auf der Höhe der Bandscheibenvorfälle, und beim M. gluteus medius.

Tab. 60: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) auf der linken und rechten Körperseite von (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 8) beim zügigen Gehen, Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

M. transversus abdominis/ M. obliquus internus			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ± s	0.33 ± 0.11	0.33 ± 0.10	0.396
		n	15	15	
	RP	x ±s	0.21 ± 0.07	0.25 ± 0.08	
		n	8	8	
P Gruppe			0.015		Interaktion 0.341
M. multifidus L4/L5			**Links**	**Rechts**	**P Seite**
CV	RG	x ± s	0.29 ± 0.12	0.35 ± 0.15	0.268
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.30 ± 0.08	0.22 ± 0.13	0.148
		n	8	8	
P Gruppe			0.867	0.031	Interaktion 0.025
M. multifidus L5/S1			**Links**	**Rechts**	**P Seite**
CV	RG	x ± s	0.29 ± 0.12	0.29 ± 0.14	0.220
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.26 ± 0.04	0.22 ± 0.07	
		n	8	8	
P Gruppe			0.268		Interaktion 0.381
M. gluteus medius			**Links**	**Rechts**	**P Seite**
CV	RG	x ± s	0.33 ± 0.12	0.32 ± 0.10	0.568
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.28 ± 0.08	0.26 ± 0.07	
		n	8	8	
P Gruppe			0.164		Interaktion 0.953

Individuelle Variationskoeffizienten

Aus der folgenden Tabelle lassen sich die individuellen, über alle Muskelableitungen gemittelten Variationskoeffizienten und Standardabweichungen ablesen. Wie auch schon beim langsamen Gehen bestehen bei einem interindividuellen Vergleich der Variationskoeffizienten große Unterschiede (0,2 ≤ CV ≤ 0,52) innerhalb der Rückengesundengruppe. Bei den Rückenpatienten hingegen haben alle ungefähr gleich hohe gemittelte Variationskoeffizienten (0,21 ≤ CV ≤ 0,29).

Tab. 61: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 8) beim zügigen Gehen.

RG			RP		
Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten		Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten	
	x	s		x	s
1	0,22	0,06	1	0,22	0,09
2	0,34	0,1	2	0,29	0,05
3	0,2	0,05	3	0,28	0,04
4	0,29	0,09	4	0,21	0,1
5	0,36	0,08	5	0,27	0,06
6	0,22	0,04	6	0,25	0,09
7	0,29	0,04	7	0,21	0,07

8	0,33	0,06	8	0,28	0,1
9	0,52	0,15			
10	0,2	0,08			
11	0,37	0,14			
12	0,31	0,06			
13	0,38	0,05			
14	0,26	0,05			
15	0,45	0,08			

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Eine Analyse aller berechneten Variationskoeffzienten zeigt, dass ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}01$) zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten besteht. Die Rückengesunden zeichnen sich beim zügigen Gehen durch höhere Variabilitäten innerhalb ihrer Innervationsverläufe in der die Lendenwirbel und das Becken stabilisierenden Muskulatur aus.

Tab. 62: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller berechneten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 8), Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen beim zügigen Gehen.

Variationskoeffizienten gesamt			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ±s	0.31 ± 0.11	0.32 ± 0.12	0,49
		n	60	60	
	RP	x ± s	0.26 ± 0.12	0.24 ± 0.09	
		n	31	31	
P Gruppe			0,002		Interaktion 0.14

5.2.2.3 Beim langsamen Bergaufgehen

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Muskelinnervationen

Eine Analyse der Variationskoeffizienten ergibt wie bei den anderen Gangtestungen signifikante Ergebnisse bei den Bauchmuskeln und dem oberen Rückenmuskel. Bei den M. transversus abdominis und M. obliquus internus zeigt sich eine sehr signifikante Interaktion ($p \leq 0{,}01$) zwischen Gruppenzugehörigkeit und Körperseite. Diese hängt zum einen mit einer ebenfalls sehr signifikant höheren Variabilität ($p \leq 0{,}01$) auf der linken Seite bei den Rückengesunden zusammen. Zum anderen existiert eine sehr signifikant höhere Variabilität ($p \leq 0{,}01$) bei den Rückenpatienten auf der rechten Seite im Vergleich zur linken Seite. Beim M. multifidus L4/L5 ergibt sich bei der Analyse ebenfalls eine signifikante Interaktion ($p \leq 0{,}05$) zwischen Gruppenzugehörigkeit und Körperseite. Hier ist auf der rechten Seite der M. multifidus in seiner Variabilität bei den Rückengesunden signifikant ($p \leq 0{,}05$) höher als bei den Rückenpatienten. Bei den beiden weiteren Muskeln ergeben sich keine signifikanten Unterschiede oder Interaktionen. Insgesamt fallen mit einer Ausnahme beim M. multifidus

L4/L5 alle Variationskoeffizienten bei den Rückengesunden höher aus als bei den Rückenpatienten.

Tab. 63: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) auf der linken und rechten Körperseite von (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 7) beim langsamen Bergaufgehen, Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

M. transversus abdominis/ M. obliquus internus			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ± s	0.39 ± 0.11	0.36 ± 0.09	0.202
		n	15	15	
	RP	x ±s	0.23 ± 0.09	0.31 ± 0.12	0.007
		n	7	7	
P Gruppe			0.002	0.232	Interaktion 0.004
M. multifidus L4/L5			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ± s	0.28 ± 0.08	0.32 ± 0.09	0.062
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.29 ± 0.07	0.24 ± 0.10	0.086
		n	7	7	
P Gruppe			0.922	0.044	Interaktion 0.023
M. multifidus L5/S1			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ± s	0.27 ± 0.07	0.28 ± 0.07	0.236
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.25 ± 0.03	0.23 ± 0.06	
		n	7	7	
P Gruppe			0.265		Interaktion 0.087
M. gluteus medius			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ± s	0.31 ± 0.10	0.32 ± 0.05	0.328
		n	15	15	
	RP	x ± s	0.26 ± 0.05	0.29 ± 0.09	
		n	7	7	
P Gruppe			0.204		Interaktion 0.473

Individuelle Variationskoeffizienten

Ein Vergleich der individuell gemittelten Variationskoeffizienten zeigt wie bei den beiden anderen Gangtestungen auch, dass die interindividuellen Unterschiede bei den Rückengesunden (0,2 ≤ CV ≤ 0,4) größer sind als bei den Rückenpatienten (0,22 ≤ CV ≤ 0,29).

Tab. 64: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =7) beim langsamen Bergaufgehen.

RG			RP		
Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten		Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten	
	x	s		x	s
1	0,2	0,05	1	0,27	0,02
2	0,34	0,05	2	0,28	0,05
3	0,22	0,07	3	0,22	0,08
4	0,28	0,07	4	0,29	0,11

5	0,36	0,08	5	0,26	0,1
6	0,22	0,06	6	0,22	0,09
7	0,33	0,05	7	0,29	0,06
8	0,38	0,06			
9	0,37	0,09			
10	0,4	0,11			
11	0,33	0,06			
12	0,35	0,09			
13	0,31	0,04			
14	0,4	0,04			
15	0,27	0,05			

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Wie bei den anderen beiden Gangtestungen ergibt sich bei einem Vergleich aller Variationskoeffizienten ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}01$) zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten. Wieder sind die Variabilitäten innerhalb der Innervationen bei den die Lendenwirbel und das Becken stabilisierenden Muskeln bei den Rückengesunden größer.

Tab. 65: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller berechneten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =7), Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen beim langsamen Bergaufgehen.

Variationskoeffizienten gesamt			Links	Rechts	P Seite
CV	RG	x ±s	0.31 ± 0.1	0.32 ± 0.08	0.37
		n	60	60	
	RP	x ± s	0.26 ± 0.06	0.27 ± 0.09	
		n	31	31	
P Gruppe			0.003		Interaktion 0.81

5.2.2.4 Segmentale und seitenspezifische Ableitungen des M. multifidus

Für die Auswertung der elektromyographischen Querschnittanalyse wurden nur die Messdaten der Patienten mit einem einseitigen Bandscheibenvorfall Höhe L5/S1 links verwandt. Diese Einschränkung ermöglicht eine segment- und seitenspezifische Analyse der Variabilitäten innerhalb der einzelnen segmental entspringenden Anteile des M. multifidus auf den Höhen L4/L5 und L5/S1. Es existieren weder signifikante Interaktionen zwischen Segmenthöhe und Körperseiten, noch signifikante Unterschiede zwischen den Segmenthöhen bzw. Körperseiten. Die Variabilitäten des M. multifidus auf der Seite und Höhe des Bandscheibenvorfalls L5/S1 links zeigen keinerlei Auffälligkeiten.

Tab. 66: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von M. multifidus L4/L5 und L5/S1 auf der linken und rechten Körperseite der Rückenpatienten (RP, n=8); Wahrscheinlichkeitseffekte von Körperseiten (P Seite) und Segmenthöhe (P Segmenthöhe) und deren Interaktionen.

Rückenpatienten mit Bandscheibenvorfall L5/S1 links					
M. multifidus					
Langsames Gehen			Links	Rechts	P Seite
CV	L4/L5	x ± s	0.29 ± 0.08	0.25 ± 0.11	0.185
		n	8	8	
	L5/S1	x ± s	0.25 ± 0.04	0.23 ± 0.05	
		n	8	8	
P Segmenthöhe			0,332		Interaktion 0.559
Zügiges Gehen			Links	Rechts	P Seite
CV	L4/L5	x ± s	0.30 ± 0.08	0.22 ± 0.13	0.23
		n	8	8	
	L5/S1	x ± s	0.26 ± 0.04	0.22 ± 0.07	
		n	8	8	
P Segmenthöhe			0.14		Interaktion 0.26
Bergauf Gehen			Links	Rechts	P Seite
CV	L4/L5	x ± s	0.29 ± 0.07	0.24 ± 0.10	0.21
		n	7	7	
	L5/S1	x ± s	0.25 ± 0.03	0.23 ± 0.06	
		n	7	7	
P Segmenthöhe			0.4		Interaktion 0.61

5.2.3 Zeitliche Innervationsqualitäten

5.2.3.1 Beim langsamen Gehen

Deviationsindizes der einzelnen Innervationsverläufe

Ein Vergleich der gruppengemittelten muskelspezifischen Deviationsindizes ergibt keine signifikanten Unterschiede bei den zeitlichen Verläufen zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten. Mit einer Ausnahme des M. multifidus L5/S1 jedoch fallen die Mittelwerte und vor allem die Standardabweichungen bei den Rückenpatienten höher aus als bei der Vergleichsgruppe. Die hohen Standardabweichungen bedeuten, dass extrem hohe Inhomogenitäten bzgl. der Höhe der Deviationsindizes innerhalb der Rückenpatientengruppe vorliegen. Beim M. multifidus L5/S1 links hingegen, auf dessen Höhe der Bandscheibenvorfall bei den Patienten liegt, ist der gruppeninterne Mittelwert (DI = 0,904) knapp unterhalb des Wertes der Rückengesunden. Hier ist die Standardabweichung (s = 0,041) erheblich niedriger als bei den anderen untersuchten Innervationsverläufen der Rückenpatienten. Die größten zeitlichen Abweichungen von den gemittelten rückengesunden Kurven wurden bei den Rückenpatienten innerhalb der Innervationsverläufe des M. gluteus

medius rechts gemessen. Auffällig sind hier sowohl der Deviationsindex (DI = 4,323) als auch die Standardabweichung (s = 6,403).

Tab. 67: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Linke Seite					Rechte Seite				
M. transversus abdominis/M. obliquus internus		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. transversus abdominis/M. obliquus internus**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.435	2.068 ± 1.945	0.148	DI	x ± s	0.943 ± 0.577	1.041 ± 0.505	0.690
	n	15	8			n	15	8	
M. multifidus L4/L5		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. multifidus L4/L5**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.385	1.547 ± 1.559	0.314	DI	x ± s	0.943 ± 0.38	1.855 ± 1.4	0.110
	n	15	8			n	15	8	
M. multifidus L5/S1		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. multifidus L5/S1**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.32	0.904 ± 0.412	0.797	DI	x ± s	0.943 ± 0.404	2.194 ± 1.848	0.098
	n	15	8			n	15	8	
M. gluteus medius		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. gluteus medius**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.57	2.229 ± 1.76	0.104	DI	x ± s	0.943 ± 0.716	4.323 ± 6.403	0.180
	n	15	8			n	15	8	

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Ein Vergleich des Mittelwertes aller für das langsame Gehen ermittelten Deviationsindizes zeigt einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$) zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten.

Tab. 68: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der gesamten muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Deviationsindizes gesamt		RG	RP	P RG/RP
	x ± s	0.943 ± 0.473	2.01 ± 2.701	0.03
	n	120	63	

Dysfunktionale und krankhafte Innervationsverläufe

In der unten abgebildeten Tabelle sind die Felder farbig markiert, bei denen die Wahrscheinlichkeiten auf einen dysfunktionalen (p (χ^2) < 0,1: orange) bzw. krankhaften (p (χ^2) < 0,01: rot) Verlauf hinweisen. Bei einem Vergleich der Anzahl der dysfunktionalen Verläufe zeigen sich keine Unterschiede zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten. Die Anzahl der krankhaften Verläufe jedoch ist bei den Rückenpatienten auffällig höher. So liegen bei den Rückengesunden (n=120 Muskelmessungen) nur 2 Messungen unter der 1%-Grenze. Bei den Rückenpatienten mit 64 Muskelmessungen weisen

13 Muskeln einen krankhaften Verlauf auf. Bei nur einem Patienten sind keine unwahrscheinlichen Ergebnisse unter 1% gemessen worden.

Bei einer Betrachtung fällt weiterhin auf, dass bei den Rückenpatienten nicht ein Muskel typischerweise einen für einen Rückengesunden unwahrscheinlichen Innervationsverlauf aufweist. Im Gegenteil ist es so, dass bei jedem Rückenpatienten unterschiedliche intermuskuläre dysfunktionale und krankhafte Koordinationen erkennbar sind.

Tab. 69: Dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) muskuläre Verläufe bei den Mm. transversus abdominis/ obliquus internus (TA/OI), Mm. multifidii (M) L4/L5 und L5/S1 und Mm gluteus medii (GM) auf der rechten und der linken Seite bei den Rückengesunden (n=15) und den Rückenpatienten (n =8).

	RG								RP							
Proband	Linke Seite				Rechte Seite				Linke Seite				Rechte Seite			
	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	ML4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
12	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
13	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
14	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
15	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Die folgende Tabelle gibt die zusammenfassenden individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten für einen rückengesunden zeitlichen Verlauf der untersuchten Wirbelsäulen stabilisierenden Muskeln wieder.

Während nur bei 1 rückengesunden Probanden ein dysfunktionaler zeitlicher Verlauf der untersuchten Muskeln vorliegt, sind von den 8 Rückenpatienten 5 Patienten mit krankhaften und 1 Patient mit dysfunktionalen zeitlichen Verläufen gemessen worden.

Tab. 70: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) für einen normalen zeitlichen Verlauf der untersuchten Wirbelsäulen stabilisierenden Muskulatur.

RG				RP	
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	0.54	9	0.42	1	0.0009
2	0.77	10	0.85	2	0.001
3	0.79	11	0.99	3	0.17
4	0.78	12	0.23	4	2.2*10^^-10
5	0.34	13	0.30	5	0.00002
6	0.65	14	0.24	6	1.215*10^^-32
7	0.06	15	0.86	7	0.29
8	0.92			8	0.016

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten

Die unten abgebildeten Histogramme veranschaulichen graphisch die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Bei den Rückenpatienten zeigen sich mehrere Deviationsindizes, die außerhalb des Normbereiches liegen und deren Wahrscheinlichkeiten für krankhafte Veränderungen schon als riesig bezeichnet werden können.

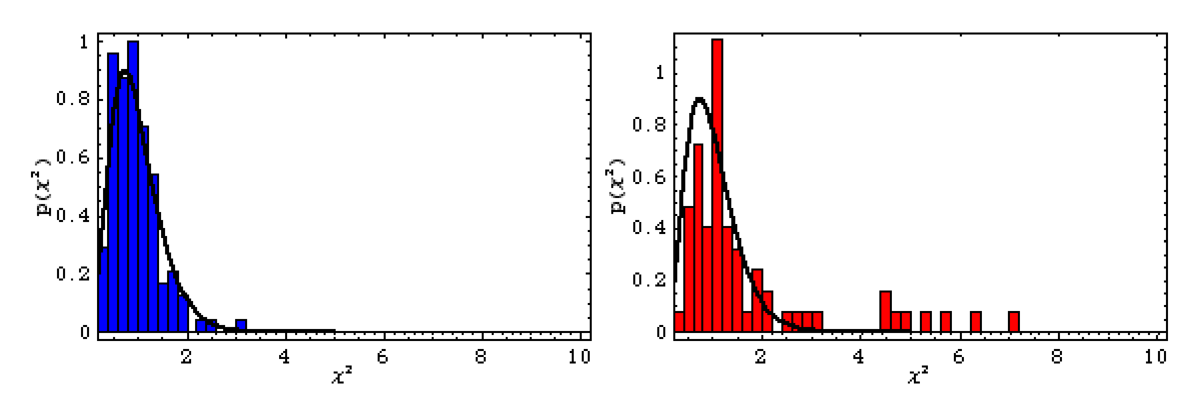


Abb. 59: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) bei Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot).

5.2.3.2 Beim zügigen Gehen

Deviationsindizes der einzelnen Innervationsverläufe

Die gemittelten Deviationsindizes und deren Standardabweichungen fallen bei den Rückenpatienten bei allen Muskeln deutlich höher aus als bei der Vergleichsgruppe. Trotz der großen Inhomogenitäten innerhalb der Höhe der Deviationsindizes bei den Rückenpatienten existieren insgesamt (sehr) signifikante Unterschiede bei den zeitlichen Innervationsverläufen des M. multifidus L4/L5 links ($p \leq 0{,}05$) und rechts ($p \leq 0{,}01$) zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten. Wie beim langsamen Gehen ist die Abweichung

beim rechten M. gluteus medius (DI =3,121) die höchste. Aber auch der Deviationsindex (DI =2,502) des linken M. multifidus L5/S1 fällt mit seinen hohen Werten auf.

Tab. 71: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Linke Seite					Rechte Seite				
M. transversus abdominis/M. obliquus internus		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. transversus abdominis/M. obliquus internus**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.309	1.613 ± 1.193	0.159	DI	x ± s	0.943 ± 0.382	1.933 ± 1.307	0.093
	n	15	8			n	15	8	
M. multifidus L4/L5		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. multifidus L4/L5**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.472	2.274 ± 1.23	0.028	DI	x ± s	0.943 ± 0.557	2.881 ± 1.517	0.008
	n	15	7			n	15	8	
M. multifidus L5/S1		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. multifidus L5/S1**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.339	2.502 ± 2.085	0.071	DI	x ± s	0.943 ± 0.588	2.982 ± 3.155	0.11
	n	15	8			n	15	8	
M. gluteus medius		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. gluteus medius**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.943 ± 0.657	1.354 ± 1.211	0.31	DI	x ± s	0.943 ± 0.42	3.121 ± 2.681	0.055
	n	15	7			n	15	8	

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Ein statistischer Vergleich aller für das zügige Gehen ermittelten Deviationsindizes beweist eine sehr signifikante ($p \leq 0,01$) Unterschiedswahrscheinlichkeit zwischen den Rückengesunden und den Rückenpatienten.

Tab. 72: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der gesamten muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Deviationsindizes gesamt		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
	x ± s	0.941 ± 0.467	2.356± 1.948	0.000
	n	117	61	

Dysfunktionale und krankhafte Innervationsverläufe

In der unten abgebildeten Tabelle sind die Felder farbig markiert, wo die Wahrscheinlichkeiten auf einen dysfunktionalen ($p(\chi^2) < 0,1$: orange) bzw. krankhaften ($p(\chi^2) < 0,01$: rot) Innervationsverlauf beim Gehen hinweisen. Wie beim langsamen Gehen werden auch hier deutliche Differenzen zwischen den Gruppen sichtbar. Während bei den Rückengesunden (117 Messungen) nur bei einem Muskelverlauf ein für einen Gesunden sehr unwahrscheinliches ($p(\chi^2) < 0,01$) Ergebnis gemessen wurde, sind dies bei den Patienten (59 Messungen) schon 23. Nur bei einem Rückenpatienten sind keine krankhaften Abweichungen

vorhanden. Bei der Anzahl der dysfunktionalen Verläufe zeigen sich keine gravierenden Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen.

Wiederum lässt sich kein typisch anormales muskuläres Verhalten bei den Patienten feststellen. Sieben Patienten haben unterschiedlich auffällige intermuskuläre koordinative Abweichungen.

Tab. 73: Dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) muskuläre Verläufe bei MM. transversus abdominis/ obliquus internus (TA/OI), Mm. multifidii (M) L4/L5 und L5/S1 und Mm gluteus medii (GM) auf der rechten und der linken Seite bei den Rückengesunden (n=15) und den Rückenpatienten (n =8).

	RG								RP							
Proband	Linke Seite				Rechte Seite				Linke Seite				Rechte Seite			
	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	ML4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]			[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]								
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
12	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
13	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
14	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
15	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Bei den individuell ermittelten Deviationswahrscheinlichkeiten wird berechnet, wie hoch die Wahrscheinlichkeiten dafür sind, dass die individuellen muskulären Aktivitäten insgesamt in ihren Verläufen aus der rückengesunden Population entstammen. Bei einer Betrachtung der individuellen ermittelten Deviationswahrscheinlichkeiten für einen zeitlichen Verlauf fallen zwei Rückengesunde von insgesamt 15 mit intermuskulären dysfunktionalen bzw. krankhaften Innervationen auf. Hingegen sind von den 8 Rückenpatienten 7 mit auffälligen Deviationswahrscheinlichkeiten, wovon allein 6 Patienten ein krankhaftes intermuskuläres Innervationsverhalten aufweisen.

Tab. 74: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) für einen normalen zeitlichen Verlauf der untersuchten die Wirbelsäule stabilisierenden Muskulatur.

RG				RP	
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	0.25	9	0.56	1	1.3*10^^-17
2	0.7	10	0.21	2	4*10^^-10
3	0.84	11	0.97	3	6.8*10^^-9
4	0.82	12	0.69	4	1.1*10^^-16
5	0.008	13	0.63	5	3.7*10^^-6
6	0.98	14	0.78	6	1.4*10^^-11
7	0.019	15	0.95	7	0.01
8	0.96			8	0.37

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten

Bei dem Histogramm der Rückenpatienten fallen die zahlreichen außerhalb der gemittelten rückengesunden Kurve liegenden Deviationsindizes χ^2 auf. Wie auch bei der langsamen Geschwindigkeit sind bei den Patienten vereinzelte Messungen mit riesigen Abweichungen zum Normbereich vorhanden. Im Gegensatz zu den Rückengesunden scheint keine Normalverteilung bei den Rückenpatienten vorzuliegen.

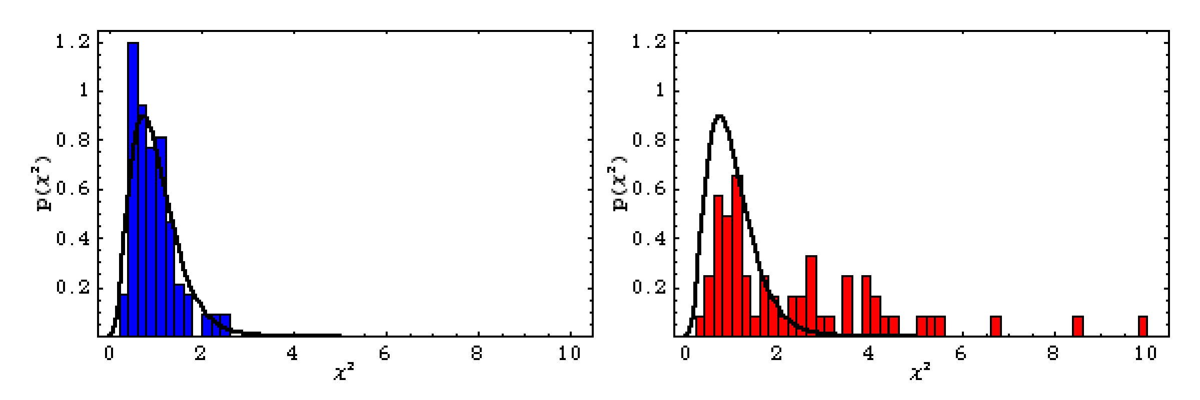


Abb. 60: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) bei Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot).

5.2.3.3 Beim langsamen Bergaufgehen

Deviationsindizes der einzelnen Innervationsverläufe

Beim langsamen Bergaufgehen sind die Deviationsindizes der Patienten bei allen Muskeln höher als bei den Gesunden. Die hohen Standardabweichungen innerhalb der Patientengruppen zeugen von großen Variabilitäten bei der Höhe der Deviationsindizes innerhalb dieser Gruppe. Insgesamt existieren beim M. multifidus L4/L5 auf der linken Seite ein signifikanter ($p \leq 0,05$), auf der rechten Seite ein sehr signifikanter ($p \leq 0,01$) und beim M. multifidus L5/S1 rechts nochmals ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$). Beim M. gluteus medius rechts werden mit einem Deviationsindex (DI = 2.509) die größten Werte bei den

Rückenpatienten ermittelt. Auffällig ist noch die hohe Standarbweichung (s = 4,489) beim zeitlichen Verlauf der M. transversus abdominis/ M. obliquus internus links innerhalb der Rückenpatientengruppe.

Tab. 75: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Linke Seite					Rechte Seite				
M. transversus abdominis/M. obliquus internus		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. transversus abdominis/M. obliquus internus**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.969 ± 0.47	1.16 ± 4.489	0.319	DI	x ± s	0.948 ± 0.485	1.656 ± 1.587	0.127
	n	15	8			n	15	8	
M. multifidus L4/L5		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. multifidus L4/L5**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.948 ± 0.322	2.13 ± 1.333	0.04	DI	x ± s	0.948 ± 0.466	2.411 ± 0.965	0.003
	n	15	8			n	15	8	
M. multifidus L5/S1		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. multifidus L5/S1**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.948 ± 0.335	1.957 ± 1.273	0.059	DI	x ± s	0.948 ± 0.447	1.704 ± 1.144	0.036
	n	15	8			n	15	8	
M. gluteus medius		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**M. gluteus medius**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
DI	x ± s	0.948 ± 0.408	2.186 ± 2.203	0.155	DI	x ± s	0.948 ± 0.52	2.509 ± 1.767	0.057
	n	15	8			n	15	8	

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Ein statistischer Gruppenvergleich aller Deviationsindizes χ^2 zeigt, dass ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}01$) bei den zeitlichen Abweichungen zu der gemittelten rückengesunden Kurve zwischen den Gruppen besteht.

Tab. 76: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der gesamten muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p) beim langsamen Bergaufgehen.

Deviationsindizes gesamt		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
	x ± s	0.942 ± 0.417	1.956 ± 1.402	0.000
	n	113	63	

Dysfunktionale und krankhafte Innervationsverläufe

In der nachfolgenden Tabelle sind die muskulären dysfunktionalen (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhaften (p (χ^2) < 0,01: rot) zeitlichen Verläufe von den an der Studie teilnehmenden Probanden farbig markiert. Beim Bergaufgehen existiert bei den Rückengesunden (n = 114) nur ein auffälligeres Innervationsmuster mit einem dysfunktionalen Verlauf. Bei den Rückenpatienten sind es jedoch bei 64 Muskelnmessungen 8 dysfunktionale und 11 krankhafte Verläufe. Bei einem Rückenpatienten zeigen sich keine auffälligen Deviationswahrscheinlichkeiten.

Tab. 77: Dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) muskuläre Verläufe bei MM. transversus abdominis/ obliquus internus (TA/OI), Mm. multifidii (M) L4/L5 und L5/S1 und Mm gluteus medii (GM) auf der rechten und der linken Seite bei den Rückengesunden (n=15) und den Rückenpatienten (n =8) beim langsamen Bergaufgehen.

	RG								RP							
Proband	Linke Seite				Rechte Seite				Linke Seite				Rechte Seite			
	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	ML4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]														
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
12	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
13	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
14	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								
15	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]								

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Auch die individuell berechneten Deviationswahrscheinlichkeiten über alle Muskelmessungen bestätigen die deutlichen Differenzen zwischen den Gruppen. Während bei einer Gesamtbetrachtung kein Rückengesunder einen auffälligen Innervationsverlauf der untersuchten Muskeln aufweist, sind bei den Rückenpatienten 6 Probanden mit krankhaften und 1 weiterer mit einem dysfunktionalen intermuskulären Innervationsmuster.

Tab. 78: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n =8) für einen normalen zeitlichen Verlauf der untersuchten Wirbelsäulen stabilisierenden Muskulatur beim langsamen Bergaufgehen.

RG				RP	
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	0.71	9	0.34	1	6.5*10^^-7
2	0.73	10	0.95	2	0.0002
3	0.41	11	0.94	3	0.36
4	0.50	12	0.63	4	0.0008
5	0.15	13	0.53	5	0.0003
6	0.54	14	0.11	6	0.0004
7	0.43	15	0.54	7	0.04
8	0.75			8	0.0002

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten

Das Histogramm der Rückenpatienten zeigt eine Vielzahl von Deviationsindizes, die außerhalb der rückengesunden normalen Häufigkeitsverteilungen liegen. Einzelne muskuläre Aktivierungsmuster weichen in ihrem zeitlichen Verlauf extrem ab.

.

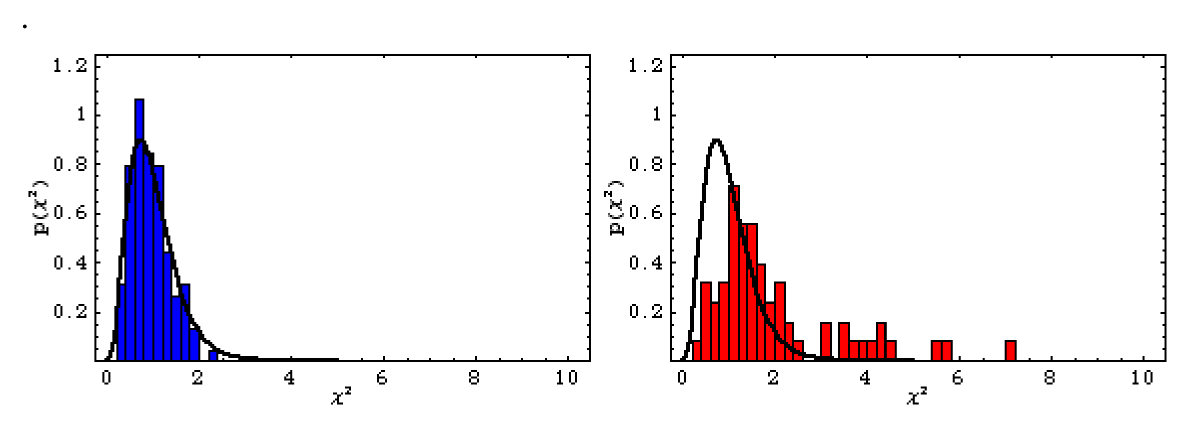


Abb. 61: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) bei Rückengesunden (blau) und bei Rückenpatienten (rot).

5.2.3.4 Korrelationen zwischen den verschiedenen Gangmessungen

In den unten abgebildeten Graphiken wird die Höhe der muskelspezifischen Deviationsindizes (χ^2) der Rückengesunden (blau) und der Rückenpatienten (rot) bei den verschiedenen Gangtestungen korreliert. Verglichen werden jeweils das zügige Gehen und das langsame Bergaufgehen mit dem langsamen Gehen. Bei beiden Vergleichen zeigen sich vor allem bei den Rückengesunden eine hohe Korrelationsdichte der niedrigen Deviationswerte, bei den Rückenpatienten hingegen hohe Streuungen bei den Korrelationswerten. Das bedeutet, dass bei den Rückenpatienten einzelne Muskeln existieren, bei denen der Deviationsindex bei den verschiedenen Gangmessungen sehr unterschiedlich in seiner Höhe ausfällt. So existieren einige extreme Fälle, bei denen bei einer Gangmessung die zeitlichen Verläufe des Muskels im Normbereich liegen, bei einer anderen Gangtestung aber ein krankhaftes Innervationsverhalten auffällt.

Insgesamt fallen bei dem Korrelationsvergleich die vergleichsweise zahlreicheren und höheren Deviationindexe beim zügigen Gehen auf.

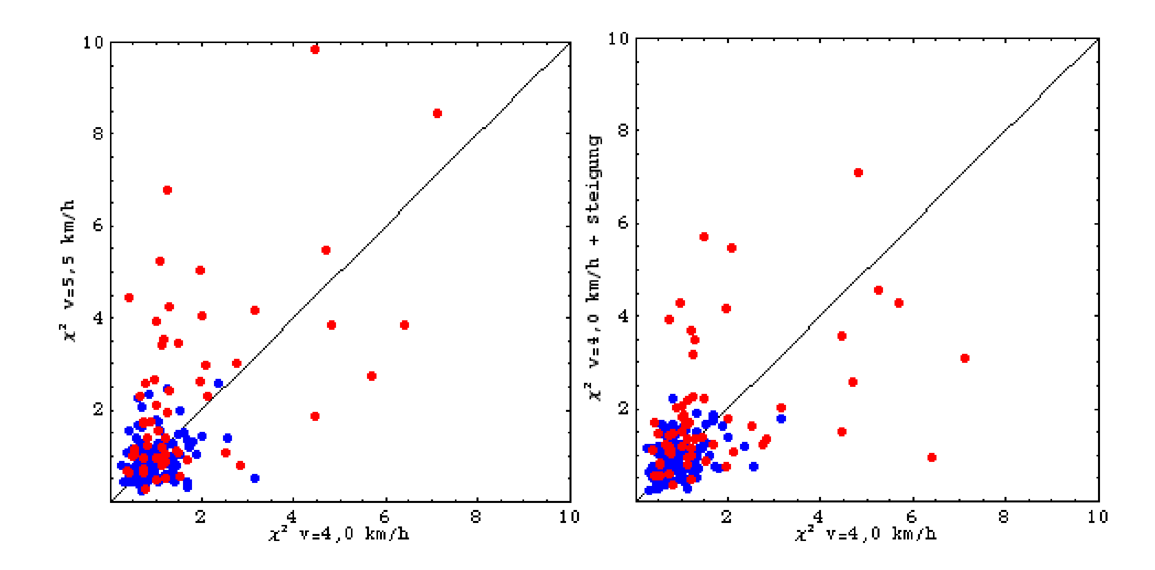


Abb. 62: Korrelationen zwischen den muskelspezifischen Deviationsindizes χ^2 bei den verschiedenen Gangtestungen (v=4 km/h, v= 5,5 km/h und v=4 km/h mit Steigung) bei Rückengesunden (blau, n =15) und Rückenpatienten (rot, n=8).

In den beiden unteren Graphiken werden die Korrelationen der intraindividuell gemittelten Deviationsindizes zwischen den verschiedenen Gangmessungen dargestellt. Wiederum wird das langsame Gehen jeweils mit dem zügigen und dem Bergaufgehen verglichen. Aus den Graphiken lässt sich erkennen, dass die intraindividuell gemittelten Deviationsindizes der Rückengesunden (blau) sowohl niedriger sind als auch höhere Korrelationen zwischen den verschiedenen Gangtestungen aufweisen als die der Rückenpatienten (rot).

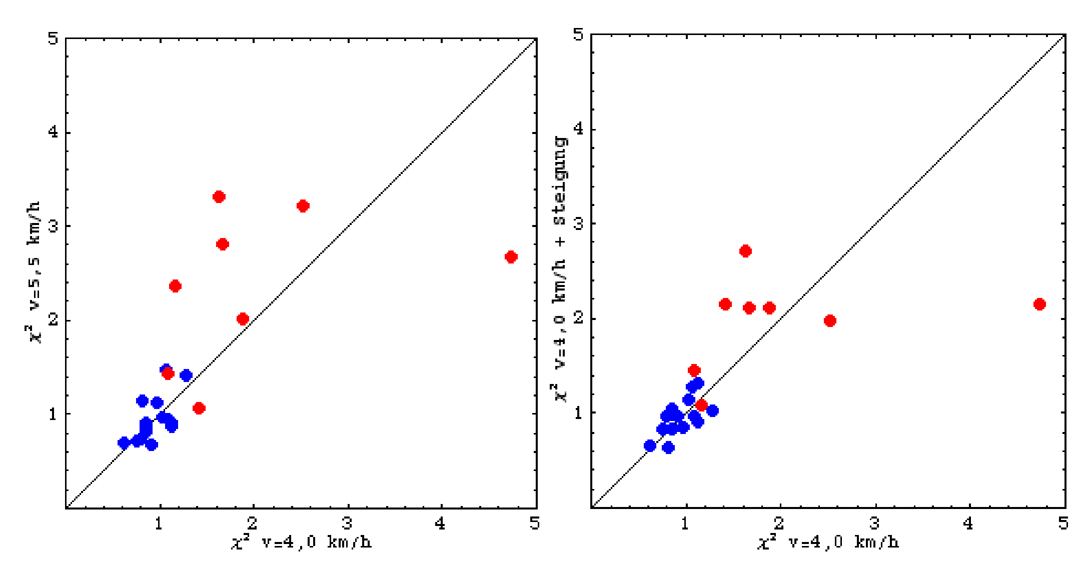


Abb. 63: Korrelationen zwischen den individuell gemittelten Deviationsindizes χ^2 bei den verschiedenen Gangmessungen (v=4 km/h, v= 5,5 km/h und v=4 km/h mit Steigung) bei Rückengesunden (blau, n =15) und Rückenpatienten (rot, n =8).

Insgesamt sind die Korrelationen zwischen den für die drei unterschiedlichen Gangtestungen berechneten Deviationsindizes bei den Rückenpatienten wesentlich schlechter als bei den Rückengesunden.

5.2.4 Zusammenfassung

Intraindividuelle Innervationsvariabilitäten

- Bei einem Vergleich aller berechneten Variationskoeffizienten für die untersuchten Muskelinnervationen ergeben sich bei allen drei Gangtestungen (sehr) signifikant größere Variabilitäten bei den Rückengesunden im Vergleich zu den Rückenpatienten.
- Bei den Bauchmuskeln sind bei den Gangtestungen mit langsamen Geschwindigkeiten sehr signifikante Interaktionen zwischen Gruppenzugehörigkeit und Körperseite vorhanden. Hier sind die Variabilitäten auf der linken Seite bei den Rückengesunden immer (sehr) signifikant größer. Beim Bergaufgehen existiert weiterhin ein sehr signifikanter Unterschied bei den Rückenpatienten zwischen der rechten und der linken Seite der Bauchmuskeln.
- Beim M. multifidus L4/L5 rechts sind bei den Gangtestungen mit langsamen Geschwindigkeiten signifikant höhere Variabilitäten innerhalb der Innervationsverläufe der Rückengesunden festzustellen. Hingegen sind auf der linken Seite des M. multifidus L4/L5 im Gegensatz zu allen anderen muskelspezifischen Vergleichen die Variationskoeffizienten bei den Rückenpatienten ausnahmslos höher als bei den Rückengesunden.
- Beim M. multifidus L5/S1 links auf der Höhe und der Seite der Bandscheibenvorfälle ergeben sich im Vergleich zu den anderen Ableitungen des lumbalen Muskels bei den Patienten keinerlei Auffälligkeiten.
- Bei einer Analyse der individuell gemittelten Variationskoeffizienten zeigt sich, dass die interindividuellen Unterschiede beim Ausmaß der Variabilitäten bei den Rückengesunden wesentlich größer sind als bei den Rückenpatienten.

Mit Hilfe des Vergleichs der Variabilitäten kann die Hypothese bestätigt werden, dass signifikante Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten bei der intra- und der intermuskulären Koordination innerhalb der die Lendenwirbel und das Becken stabilisierenden Muskulatur beim Gehen existieren.

Zeitliche Verläufe der Muskelinnervationen:

- Der muskelspezifische gemittelte Deviationsindex fällt fast durchgehend bei den Rückenpatienten höher aus als bei den Rückengesunden. Signifikante Unterschiede zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten wurden beim M. multifidus auf beiden Seiten und Höhen beim zügigen wie beim Bergaufgehen festgestellt.
- Auch wenn nur wenige signifikante Unterschiede bei den muskelspezifischen Deviationsindizes insgesamt existieren, so sind aber bei einem gesamten gruppenspezifischen Vergleich aller ermittelten Deviationsindizes die Unterschiede eindeutig (sehr) signifikant.
- Bei einer Analyse der Deviationswahrscheinlichkeiten zeigt sich einmal, dass bei den Rückenpatienten nicht unbedingt mehr dysfunktionale, aber erheblich mehr krankhafte zeitliche Verläufe vorhanden sind als bei den Rückengesunden. Darüber hinaus lässt sich erkennen, dass die dysfunktionalen bzw. krankhaften Verläufe nicht einen oder mehrere Muskeln speziell betreffen. Im Gegenteil zeigt jeder Patient unterschiedliche intermuskuläre Auffälligkeiten bzgl. des zeitlichen Verlaufs.
- Auch bei einem Vergleich der individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten für einen normalen zeitlichen Verlauf der gesamten untersuchten Muskulatur werden bei allen drei Gangtestungen extreme Unterschiede deutlich. Während bei den Rückengesunden nur in wenigen Ausnahmefällen eine Wahrscheinlichkeit berechnet wurde, die auf ein insgesamt dysfunktionales bzw. krankhaftes Innervationsverhalten der Muskulatur hinweist, existieren deutlich mehr krankhafte Verläufe bei den Rückenpatienten.

Insgesamt zeigt sich also, dass die Rückenpatienten in einzelnen Muskeln in ihrem zeitlichen Innervationsverhalten extrem von den Rückengesunden abweichen. Diese Abweichungen jedoch sind individuell sehr verschieden. Keiner der untersuchten Muskeln ist typischerweise von Deviationen betroffen. Bei einer zusammenfassenden Betrachtung der untersuchten Muskelaktivitäten können aber signifikante Unterschiede wie auffällig hohe dysfunktionale und krankhafte Innervationsverläufe nachgewiesen werden. Die oben genannten Ergebnisse bestätigen also die angenommene Hypothese, dass Unterschiede bei der intra- und interneuromuskulären Koordination, hier gemessen anhand der zeitlichen Verläufe der muskulären Innervationen, innerhalb ausgewählter Lendenwirbel und der Becken stabilisierenden Muskulatur zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten existieren.

5.3 Vergleich der sagittalen Hüftbeweglichkeit

Bei einem Vergleich der sagittalen Hüftbeweglichkeit durch den Orthopäden ergeben sich in der linken ($p \leq 0{,}01$) wie in der rechten ($p \leq 0{,}01$) Hüftextensionsfähigkeit sehr signifikante Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten. Keine signifikanten Unterschiede existieren in dem Hüftflexionsvermögen der Probanden. Bedingt durch die geringeren Extensionswerte bei den Rückenpatienten sind bei ihnen auch die Gesamtbewegungsausmaße (ROM) auf der linken und der rechten Seite signifikant kleiner ($p \leq 0{,}05$).

Tab. 79: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der sagittalen Hüftbeweglichkeiten nach der NeutralNullMethode von Rückengesunden (RG, n = 15) und Rückenpatienten (RP, n = 15) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (p).

Linke Hüfte					Rechte Hüfte				
Extension		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Extension**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	-2.67± 5.93	4.67± 7.19	0.005	Grad °	x ± s	-4.33± 4.95	3.67± 7.9	0.003
	n	15	15			n	15	15	
Flexion		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**Flexion**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	135.33± 5.16	133.33± 4.88	0.208	Grad °	x ± s	136.0± 5.07	133.33± 4.88	0.153
	n	15	15			n	15	15	
ROM		**RG**	**RP**	**P RG/RP**	**ROM**		**RG**	**RP**	**P RG/RP**
Grad °	x ± s	138.0 ± 5.55	131.0± 6.04	0.043	Grad °	x ± s	140,33± 5.01	132,33± 6.39	0.018
	n	15	15			n	15	15	

6 Ergebnisse der Längsschnittstudie

6.1 Kinematische Ergebnisse

6.1.1 Vergleich der Bewegungsausmaße

6.1.1.1 Experimentalgruppen vor und nach den Therapien

Hüftbewegungen

Bei den Hüftbewegungen existieren weder Interaktionen zwischen Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt noch Gruppen- oder Messzeitpunkt bedingte Wahrscheinlichkeitseffekte.

Auffällig sind allerdings die großen Gruppenunterschiede bei den sagittalen Hüftbewegungen vor der Therapie. Die Experimentalgruppe 2 besitzt im Vergleich zur Experimentalgruppe 1 ein deutlich geringeres Extensionsverhalten, welches aber durch eine größere Flexionsbewegung ausgeglichen wird. Nach der Therapie haben sich beide Gruppen in der Sagittalen einem Mittelwert angeglichen.

Auch bei den transversalen Hüftbewegungen entfallen die vor der Therapie bestehenden Ungleichmäßigkeiten zwischen den Gruppen nach der Therapie.

Tab. 80: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der maximalen Hüftbewegungen (in Grad°) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n= 11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n =10) vor und nach den Therapien; Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linke Hüftseite

Extension		M1 Vor der Therapie	M2 Nach der Therapie	P M1/M2
EG 1	x ± s	-16.78 ± 9.14	-13.38 ± 8.33	0.905
	n	11	11	
EG 2	x ± s	-8.88 ± 9.28	-12.85 ± 9.77	
	n	10	9	
P Gruppe		0.192		Interaktion 0.138
Flexion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	25.18 ± 8.75	30.85 ± 7.12	0.414
	n	11	11	
EG 2	x ± s	32.4 ± 8.12	30.44 ± 6.61	
	n	10	9	
P Gruppe		0.199		Interaktion 0.103
Abduktion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-7.31 ± 4.62	-9.45 ± 5.49	0.142
	n	11	11	
EG 2	x ± s	-7.69 ± 3.81	-9.76 ± 5.03	

Rechte Hüftseite

Extension		M1 Vor der Therapie	M2 Nach der Therapie	P M1/M2
EG 1	x ± s	-17.75 ± 8.38	-15.67 ± 8.39	0.713
	n	11	11	
EG 2	x ± s	-9.93 ± 9.31	-13.76 ± 9.47	
	n	10	9	
P Gruppe		0.136		Interaktion 0.222
Flexion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	27.74 ± 9.22	30.5 ± 7.25	0.814
	n	11	11	
EG 2	x ± s	35.28 ± 11.12	31.48 ± 8.26	
	n	10	9	
P Gruppe		0.2		Interaktion 0.151
Abduktion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-9.04 ± 3.78	-11.12 ± 5.03	0.886
	n	11	11	
EG 2	x ± s	-11.69 ± 3.45	-9.19 ± 3.18	

	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.833		Interaktion 0.981	P Gruppe		0.717		Interaktion 0.127
Adduktion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Adduktion**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	8.64 ± 5.15	8.4 ± 4.31	0.328	**EG 1**	x ± s	7.86 ± 3.22	7.82 ± 5.77	0.591
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	8.42 ± 4.81	6.11 ± 3.35		**EG 2**	x ± s	7.84 ± 3.65	9.21 ± 3.38	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.391		Interaktion 0.428	P Gruppe		0.591		Interaktion 0.564
Außenrotation		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Außenrotation**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-7.12 ± 7.3	-7.99 ± 8.62	0.79	**EG 1**	x ± s	-8.92 ± 9.67	-6.38 ± 11.67	0.771
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	-8.68 ± 7.13	-7.01 ± 5.71		**EG 2**	x ± s	-4.43 ± 12.08	-8.7 ± 9.8	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.921		Interaktion 0.395	P Gruppe		0.761		Interaktion 0.261
Innenrotation		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Innenrotation**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	12.24 ± 7.75	9.51 ± 7.43	0.481	**EG 1**	x ± s	9.79 ± 7.88	11.73 ± 10.48	0.855
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	9.65 ± 7.33	10.1 ± 7.09		**EG 2**	x ± s	13.03 ± 12.5	10.17 ± 8.27	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.728		Interaktion 0.333	P Gruppe		0.807		Interaktion 0.35

Bei den Hüftgesamtbewegungsausmaßen (ROM) existieren keine Interaktionen oder Wahrscheinlichkeitseffekte. Die auf der linken Seite reduzierten sagittalen Hüftbewegungen beider Gruppen vergrößern sich durch die Therapie. Ansonsten sind nur wenige Veränderungen zu verzeichnen.

Tab. 81: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Gesamtbewegungsausmaße (ROM; in Grad°) der Hüfte von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linke Hüfte (ROM)					**Rechte Hüfte (ROM)**				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Sagittal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	41.95 ± 4.06	44.23 ± 4.07	0.071	**EG 1**	x ± s	45.49 ± 4.61	46.17 ± 5.75	0.734
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	41.28 ± 6.52	43.29 ± 6.47		**EG 2**	x ± s	45.22 ± 7.86	45.24 ± 7.21	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.694		Interaktion 0.905	P Gruppe		0.817		Interaktion 0.749
Frontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Frontal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	15.96 ± 2.43	17.84 ± 4.27	0.327	**EG 1**	x ± s	16.9 ± 2.71	18.94 ± 2.98	0.587
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	16.11 ± 3.92	15.87 ± 2.6		**EG 2**	x ± s	19.53 ± 3.69	18.4 ± 1.05	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.455		Interaktion 0.211	P Gruppe		0.253		Interaktion 0.069
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Transversal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	19.36 ± 5.22	17.5 ± 3.33		**EG 1**	x ± s	18.71 ± 4.09	18.1 ± 4.06	

	n	11	11	0.157		n	11	11	0.705
EG 2	x ± s	18.33 ± 1.04	17.11 ± 5.32		EG 2	x ± s	17.46 ± 5.75	18.87 ± 4.44	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.635		Interaktion 0.766	P Gruppe		0.891		Interaktion 0.349

Oberschenkelbewegungen

Eng mit den sagittalen Hüftbewegungen verknüpft sind die Oberschenkelextensions- und –flexionsbewegungen. Auch hier entfallen signifikante Interaktionen oder auch therapiebedingte bzw. gruppenspezifische Unterschiede.

Tab. 82: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der maximalen Oberschenkelbewegungen (in Grad°) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien; Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linker Oberschenkel					**Rechter Oberschenkel**				
Extension		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Extension**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-19.14 ± 4.57	-19.6 ± 4.71	0.594	**EG 1**	x ± s	-19.86 ± 3.94	-21.24 ± 4.01	0.184
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	-19.15 ± 4.1	-19.58 ± 3.92		**EG 2**	x ± s	-18.97 ± 5.13	-19.83 ± 4.36	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.998		Interaktion 0.993	P Gruppe		0.511		Interaktion 0.756
Flexion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Flexion**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	23.04 ± 3.43	24.09 ± 2.34	0.646	**EG 1**	x ± s	22.92 ± 3.5	22.76 ± 3.61	0.698
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	23.89 ± 4.83	23.53 ± 2.61		**EG 2**	x ± s	24.08 ± 4.24	23.8 ± 3.21	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.911		Interaktion 0.348	P Gruppe		0.465		Interaktion 0.914

Keine signifikanten Interaktionen oder gruppen- bzw. messzeitpunktspezifische Unterschiede ergeben sich bei den Oberschenkelgesamtbewegungsausmaßen (ROM).

Tab. 83: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Gesamtbewegungsausmaße (ROM; in Grad°) der sagittalen Oberschenkel von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linker Oberschenkel (ROM)					**Rechter Oberschenkel (ROM)**				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Sagittal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	41.21 ± 4.24	43.68 ± 5.27	0.194	**EG 1**	x ± s	43.06 ± 4.4	44 ± 4.82	0.522
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	43.41 ± 7.2	43.11 ± 5.83		**EG 2**	x ± s	43.64 ± 7.86	43.63 ± 4.88	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.728		Interaktion 0.102	P Gruppe		0.961		Interaktion 0.515

Beckenbewegungen

Wie bei der Hüfte existieren auch bei den sagittalen Beckenbewegungen vor der Therapie große Unterschiede zwischen den Experimentalgruppen. Nach der Therapie fallen die Extremwerte bei den beiden Gruppen fast identisch groß aus. Das einzige signifikante Ergebnis zeigt sich bei der transversalen Beckenbewegung. Bei der Experimentalgruppe 2 vergrößern sich im Gegensatz zur Vergleichsgruppe die maximalen Rotationen nach posterior durch die Therapie, so dass sich signifikante ($p \leq 0{,}05$) Gruppenunterschiede auf der linken Seite ergeben. Keine weiteren statistischen Auffälligkeiten sind bei den Bewegungsausmaßen des Beckens zu verzeichnen.

Tab. 84: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der maximalen Beckenbewegungen (in Grad°) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien; Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Becken									
Extension		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Flexion**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-0.47 ±6.5	3.86 ± 7.04	0.523	**EG 1**	x ± s	6 ± 6.42	9.67 ± 6.72	0.658
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	5.99 ± 6.43	3.78 ± 5.32		**EG 2**	x ± s	12.54 ± 7.47	10.36 ± 5.24	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.179		Interaktion 0.06	P Gruppe		0.122		Interaktion 0.093
Rotation nach cranial		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Rotation nach caucal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-4.57 ± 2.1	-3.64 ± 3.33	0.809	**EG 1**	x ± s	5.39 ± 2.77	6.39 ± 3	0.971
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	-4.24 ± 2.58	-4.78 ± 3.21		**EG 2**	x ± s	6.47 ± 3.3	5.52 ± 3.18	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.663		Interaktion 0.364	P Gruppe		0.905		Interaktion 0.278
Rotation nach posterior		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Rotation nach anterior**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-5.42 ± 2.1	-4.92 ± 3.03	0.934	**EG 1**	x ± s	7.87 ± 3.83	8.69 ± 5.74	0.979
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	-6.93 ± 2.86	-7.55 ± 1.73		**EG 2**	x ± s	10.1 ± 4.94	9.23 ± 1.96	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.027		Interaktion 0.434	P Gruppe		0.373		Interaktion 0.341

Keine auffälligen Veränderungen durch die Therapie sind bei den Beckengesamtbewegungsausmaßen (ROM) erkennbar.

Tab. 85: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Gesamtbewegungsausmaße (ROM; in Grad °) des Beckens von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Becken (ROM)				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	6.47 ± 2.28	5.81 ± 1.95	0.505
	n	11	11	
EG 2	x ± s	6.55 ± 2.91	6.58 ± 2.4	
	n	10	9	
P Gruppe		0.608		Interaktion 0.468
Frontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	9.95 ± 2.6	10.03 ± 2.41	0.721
	n	11	11	
EG 2	x ± s	10.71 ± 4.18	10.3 ± 1.66	
	n	10	9	
P Gruppe		0.41		Interaktion 0.596
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	13.29 ± 4.22	13.62 ± 5.81	0.965
	n	11	11	
EG 2	x ± s	17.03 ± 5.18	16.78 ± 2.94	
	n	10	9	
P Gruppe		0.054		Interaktion 0.737

Lendenwirbelsäulenbewegungen

Auch bei den sagittalen Lendenwirbelsäulenbewegungen existieren Unterschiede zwischen den beiden Experimentalgruppen vor der Therapie. Im Vergleich zur Experimentalgruppe 1 bewegen sich die Probanden der Experimentalgruppe 2 weiter in die Flexionsbewegungen hinein, dafür aber weniger in den Extensionsbereich. Nach der Therapie bestehen diese Unterschiede nicht mehr und es werden signifikant geringere Extensionswerte gemessen. Bei der Lateralflexion nach links existiert die einzig signifikante Interaktion ($p \leq 0,05$) zwischen Messzeitpunkt und Gruppenzugehörigkeit. Bedingt ist die Interaktion durch einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen vor der Therapie ($p \leq 0,05$) und durch einen deutlichen Zuwachs ($p \leq 0,05$) an Lateralflexion nach der Therapie bei der Experimentalgruppe 2. In den anderen Bewegungsebenen der Lendenwirbelsäule existieren kaum Unterschiede zwischen den Gruppen zu den beiden Messzeitpunkten.

Tab. 86: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der maximalen Lendenwirbelsäulenbewegungen (in Grad°) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien; Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Lendenwirbelsäule									
Flexion		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Extension**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-0.17 ± 5.62	-3.66 ± 2.2	0.116	**EG 1**	x ± s	7.87 ± 6.01	3.04 ± 2.7	0.027
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	-3.88 ± 5.05	-3.71 ± 2.19		**EG 2**	x ± s	4.29 ± 4.81	3.46 ± 3.37	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.209		Interaktion 0.086	P Gruppe		0.303		Interaktion 0.108
Latflexion nach links		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Latflexion nach rechts**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-5.3 ± 2.4	-3.23 ± 6.66	0.389	**EG 1**	x ± s	7.61 ± 4.57	7.16 ± 1.85	0.104
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	0.11 ± 7	-6.73 ± 1.86	0.011	**EG 2**	x ± s	9.04 ± 2.69	6.3 ± 0.82	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.033	0.160	Interaktion 0.011	P Gruppe		0.905		Interaktion 0.278
Rotation nach posterior		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Rotation nach anterior**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	-8.29 ± 3.36	-7.74 ± 1.62	0.497	**EG 1**	x ± s	7.92 ± 1.85	7.64 ± 2.68	0.367
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	-7.52 ± 2.73	-8.98 ± 2.22		**EG 2**	x ± s	8.35 ± 3.06	7.35 ± 2.95	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.797		Interaktion 0.143	P Gruppe		0.93		Interaktion 0.612

Mit Ausnahme der frontalen Lendenwirbelsäulenbewegung ergeben sich keine größeren Veränderungen im Gesamtbewegungsausmaß. Bei der Lateralflexion hingegen besteht eine signifikante Interaktion ($p \leq 0,05$). Während die lateralen Schwankungen des Oberkörpers in der Experimentalgruppe 1 abnehmen, werden sie bei der Experimentalgruppe 2 größer.

Tab. 87: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Gesamtbewegungsausmaße (ROM; in Grad°) der Lendenwirbelsäule von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Lendendenwirbelsäule (ROM)				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	8.04 ± 3.87	6.7 ± 2.74	0.1
	n	11	11	
EG 2	x ± s	8.17 ± 5.21	7.17 ± 2.92	
	n	10	9	
P Gruppe		0.805		Interaktion 0.807
Frontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	12.91 ± 2.98	10.39 ± 6.03	0.144
	n	11	11	
EG 2	x ± s	8.93 ± 7.29	13.03 ± 1.83	0.053
	n	10	9	
P Gruppe		0.119	0.234	Interaktion 0.013

Transversal		M1 Vor der Therapie	M2 Nach der Therapie	P M1/M2
EG 1	x ± s	16.22 ± 3.92	15.38 ± 3.62	0.858
	n	11	11	
EG 2	x ± s	15.87 ± 4.57	16.33 ± 3.9	
	n	10	9	
P Gruppe		0.803		Interaktion 0.532

Gruppenspezifische Bewegungsausmaße

Bei einem Vergleich aller Bewegungsausmaße in der Hüft-, Becken- und Lendenregion ergeben sich fast identische Werte bei den beiden Experimentalgruppen vor und nach den Therapien.

Tab. 88: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller ermittelten kinematischen Bewegungsausmaße (ROM) in Grad° von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Bewegungsausmaße gesamt		Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
EG1	x ± s	18.77 ± 12.39	18.73 ± 13.24	0.876
	n	132	132	
EG2	x ± s	18.01 ± 12.83	19.08 ± 12.58	
	n	108	108	
P Gruppe		0.718		**Interaktion** 0.914

6.1.1.2 Therapierte Experimentalgruppen und Rückengesunde

Bei dem Querschnittvergleich zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L4/L5 bzw. L5/S1 sind bei 4 von 14 Bewegungsebenen (sehr) signifikante Unterschiede bei den Bewegungsausmaßen (ROM) festgestellt worden. Nach der Therapie existieren weder bei den linken sagittalen und transversalen Hüftbewegungen noch bei den beidseitigen sagittalen Oberschenkelbewegungen diese Signifikanzen weiter. Bei keiner Ebene werden nach der Therapie signifikant unterschiedlich große Bewegungsausmaße aufgedeckt.

Tab. 89: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der untersuchten Bewegungsausmaße (ROM) in der Hüfte von den Rückengesunden (RG, n= 15), den therapierten Experimentalgruppen 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=9) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Linke Hüfte						Rechte Hüfte					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Sagittal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x±s	46.59 ± 4.36	44.23 ± 4.07	43.29 ± 6.47		Grad °	x ± s	45.96 ± 3.63	46.17 ± 5.75	45.24 ± 7.21	
	n	15	11	9	0.245		n	15	11	9	0.923
Frontal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Frontal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x±s	16.42 ± 2.51	17.84 ± 4.27	15.87 ± 2.6		Grad °	x ± s	16.59 ± 3.16	18.94 ± 2.98	18.4 ± 1.05	
	n	15	11	9	0.354		n	15	11	9	0.091
Transversal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Transversal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x±s	14.91 ± 3.87	17.5 ± 3.33	17.11 ± 5.32		Grad °	x ± s	15.95 ± 3.58	18.1 ± 4.06	18.87 ± 4.44	
	n	15	11	9	0.243		n	15	11	9	0.182

Tab: 90: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der untersuchten Bewegungsausmaße (ROM) der Oberschenkel von den Rückengesunden (RG, n= 15), den therapierten Experimentalgruppen 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=9) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Linker Oberschenkel						Rechter Oberschenkel					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Sagittal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x ± s	44.81 ± 3.33	43.68 ± 5.27	43.11 ± 5.83	0.668	Grad °	x ± s	44.8 ± 3.54	44 ± 4.82	43.63 ± 4.88	0.795
	n	15	11	9			n	15	11	9	

Tab: 91: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der untersuchten Bewegungsausmaße (ROM) im Becken und in der LWS von den Rückengesunden (RG, n= 15), den therapierten Experimentalgruppen 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=9) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Becken						Lendenwirbelsäule					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Sagittal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x ± s	5.27 ± 2.23	5.81 ± 1.95	6.58 ± 2.4		Grad °	x ± s	6.49 ± 2.65	6.7 ± 2.74	7.17 ± 2.92	
	n	15	11	9	0.377		n	15	11	9	0.842
Frontal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Frontal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x ± s	9.73 ± 2.02	10.03 ± 2.41	10.3 ± 1.66		Grad °	x ± s	12.89 ± 6.68	10.39 ± 6.03	13.03 ± 1.83	
	n	15	11	9	0.798			n	15	11	0.472
Transversal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**Transversal**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x ± s	12.64 ± 4.8	13.62 ± 5.81	16.78 ± 2.94		Grad °	x ± s	14.26 ± 2.98	15.38 ± 3.62	16.33 ± 3.9	
	n	15	11	9	0.131		n	15	11	9	0.356

6.1.2 Individuelle Bewegungsvariabilitäten

6.1.2.1 Experimentalgruppen vor und nach den Therapien

Innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen

Bei einer Gesamtbetrachtung aller Variationskoeffizienten der beiden Experimentalgruppen vor und nach der Therapie fällt folgendes auf:

Erstens sind nach der Therapie mit drei Ausnahmen die Variationskoeffizienten gleich oder niedriger als vor der Therapie. Die Ausnahmen sind die transversalen rechten Hüftbewegungen der Experimentalgruppe 1 sowie bei der Experimentalgruppe 2 die sagittalen Becken- wie die frontalen LWS- Bewegungen. Zweitens fallen mit Ausnahme der transversalen rechten Hüft- und den frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen alle Variationskoeffizienten der Experimentalgruppe 2 niedriger aus als bei Experimentalgruppe 1. Drittens sind bei den Rückenpatienten beider Gruppen bei den transversalen Becken- sowie den sagittalen und frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen auffällig hohe Variationskoeffizienten zu verzeichnen.

Bei der statistischen Auswertung ergeben sich innerhalb der zwölf Ebenen 2 Signifikanzen. Bei den sagittalen Hüftbewegungen hat die Experimentalgruppe 1 vor und nach der Therapie sehr signifikant höhere Variationskoeffizienten ($p \leq 0{,}01$) als die Experimentalgruppe 2.

Tab. 92: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Hüftvariabilitäten (CV) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linke Hüftbewegungen				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.15 ± 0.15	0.09 ± 0.02	0.183
	n	11	11	
EG 2	x ± s	0.1 ± 0.08	0.08 ± 0.01	
	n	9	10	
P Gruppe		0.267		Interaktion 0.555
Frontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.23 ± 0.22	0.16 ± 0.05	0.225
	n	11	11	
EG 2	x ± s	0.2 ± 0.12	0.16 ± 0.06	
	n	9	9	
P Gruppe		0.694		Interaktion 0,740
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.35 ± 0.45	0.23 ± 0.11	

Rechte Hüftbewegungen				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.1 ± 0.03	0.09 ± 0.02	0.383
	n	11	11	
EG 2	x ± s	0.08 ± 0.02	0.08 ± 0.02	
	n	9	10	
P Gruppe		0,008		Interaktion 0.155
Frontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.2 ± 0.08	0.18 ± 0.06	0.367
	n	11	11	
EG 2	x ± s	0.15 ± 0.03	0.14 ± 0.03	
	n	9	10	
P Gruppe		0.064		Interaktion 0.784
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.21 ± 0.08	0.24 ± 0.14	

	n	11	11	0.318		n	11	11	0.617
EG 2	x ± s	0.25 ± 0.09	0.2 ± 0.09		EG 2	x ± s	0.24 ± 0.16	0.17 ± 0.06	
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.428		Interaktion 0.602	P Gruppe		0.636		Interaktion 0.156

Desweiteren besteht bei den frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen eine signifikante Interaktion ($p \leq 0,05$) zwischen den beiden Experimentalgruppen zu den zwei Messzeitpunkten. Diese signifikante Interaktion ist zum einen durch einen sehr signifikanten Unterschied ($p \leq 0,01$) zwischen den beiden Experimentalgruppen vor der Therapie bedingt. Zum anderen wird sie durch eine Veränderung innerhalb der Variabilitäten bei der Experimentalgruppe 2 durch die Therapie verursacht. Hier ist der Variationskoeffizient bei den Patienten nach der Therapie signifikant ($p \leq 0,05$) höher als vor der Therapie.

Tab. 93: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS- Variabilitäten (CV) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Beckenbewegungen					LWS-Bewegungen				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Sagittal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.22 ± 0.15	0.22 ± 0.23	0.553	**EG 1**	x ± s	0.53 ± 0.37	0.47 ± 0.23	0.218
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	0.09 ± 0.05	0.15 ± 0.13		**EG 2**	x ± s	0.44 ± 0.24	0.28 ± 0.17	
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.077		Interaktion 0.512	P Gruppe		0.105		Interaktion 0.573
Fontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Frontal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.31 ± 0.33	0.16 ± 0.06	0.126	**EG 1**	x ± s	0.39 ± 0.16	0.33 ± 0.33	0.580
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	0.21 ± 0.15	0.15 ± 0.05		**EG 2**	x ± s	0.17 ± 0.13	0.53 ± 0.43	0.032
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.348		Interaktion 0.510	P Gruppe		0,003	0.258	Interaktion 0.025
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Transversal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.41 ± 0.19	0.38 ± 0.2	0.769	**EG 1**	x ± s	0.23 ± 0.09	0.17 ± 0.06	0.053
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	0.29 ± 0.14	0.29 ± 0.09		**EG 2**	x ± s	0.2 ± 0.11	0.16 ± 0.03	
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.073		Interaktion 0.761	P Gruppe		0.493		Interaktion 0.807

Intraindividuell gemittelte Variationskoeffizienten

Bei einem Vergleich der individuell gemittelten Variationskoeffizienten der Hüft-, Becken- und Lendenbewegungen aller Probanden vor und nach der Therapie ergeben sich keine einheitlichen Tendenzen in den Gruppen selber wie auch zwischen den Gruppen. In der ersten

Experimentalgruppe weisen 5 von 11 und in der zweiten Experimentalgruppe 3 von 9 Rückenpatienten einen niedrigeren Variationskoeffizienten nach der Therapie auf.

Tab. 94: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten kinematischen Variationskoeffizienten (CV) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien.

EG1					EG2				
Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten				Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten			
	Vor der Therapie		Nach der Therapie			Vor der Therapie		Nach der Therapie	
	x	s	x	s		x	s	x	s
1	0,62	0,47	0,25	0,16	1	0,21	0,16	0,11	0,08
2	0,23	0,13	0,3	0,34	2	0,2	0,09	0,16	0,08
3	0,27	0,28	0,17	0,14	3	0,18	0,11	0,29	0,39
4	0,19	0,09	0,19	0,17	4	0,19	0,17	0,22	0,1
5	0,24	0,17	0,19	0,09	5	0,15	0,08	0,25	0,24
6	0,25	0,19	0,28	0,23	6	0,2	0,13	0,21	0,15
7	0,29	0,24	0,18	0,12	7	0,36	0,2	0,18	0,1
8	0,26	0,14	0,29	0,23	8	0,13	0,08	0,21	0,12
9	0,35	0,26	0,19	0,16	9	0,19	0,22	0,15	0,1
10	0,22	0,15	0,22	0,17	10			0,22	0,2
11	0,14	0,04	0,23	0,13					

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Bei einer Analyse aller Variationskoeffizienten ergibt sich ein signifikanter Gruppenunterschied ($p \leq 0{,}05$). So sind die Variabilitäten bei der Experimentalgruppe 1 vor und nach der Therapie signifikant höher als bei der Vergleichsgruppe, wobei sich die Unterschiede nach der Therapie abschwächen. In der Experimentalgruppe 2 sind keine durchschnittlichen Veränderungen beim Ausmaß der Variabilitäten feststellbar.

Tab. 95: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller ermittelten kinematischen Variabilitäten (CV) von Experimentalgruppe 1 (EG1) und Experimentalgruppe 2 (EG2) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Variationskoeffizient gesamt			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
CV	EG1	x ± s	0.28 ± 0.25	0.23 ± 0.19	0.073
		n	132	132	
	EG2	x ± s	0.20 ± 0.15	0.20 ± 0.18	
		n	107	107	
P Gruppe			0.011		Interaktion 0.155

6.1.2.2 Therapierte Experimentalgruppen und Rückengesunde

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen

Folgende Auffälligkeiten sind bei dem Vergleich der Bewegungsvariabilitäten zwischen den Rückengesunden und den therapierten Rückenpatienten festzustellen. Alle Bewegungsvariabilitäten der Experimentalgruppe 2 sind geringer als bei den

Rückengesunden. Bei der Experimentalgruppe 1 gilt dies auch mit drei Ausnahmen. Lediglich bei den frontalen und transversalen rechten Hüftbewegungen wie bei den sagittalen LWS-Bewegungen sind die Variationskoeffizienten größer als bei den Rückengesunden.

Statistisch signifikante Unterschiede existieren nur bei drei Bewegungsebenen. In der Experimentalgruppe 2 haben die Probanden im Mittelwert eine signifikant geringere Variabilität in ihren linken ($p \leq 0,05$) und rechten ($p \leq 0,05$) sagittalen Hüftbewegungen im Vergleich zu den Rückengesunden. Weiterhin zeigt sich bei beiden Experimentalgruppen ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$) bei den frontalen Beckenbewegungen im Vergleich zu den Rückengesunden.

Tab. 96: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Hüftvariabilitäten (CV) von den Rückengesunden (RG, n=15), den therapierten Experimentalgruppen 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=10) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Linke Hüftbewegung					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.11 ± 0.03	0.09 ± 0.02	0.08 ± 0.01	RG vs. EG2 0.01
	n	15	11	10	
Frontal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.16 ± 0.04	0.16 ± 0.05	0.16 ± 0.06	0.997
	n	15	11	9	
Transversal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV° °	x ± s	0.28 ± 0.13	0.23 ± 0.11	0.2 ± 0.09	0.268
	n	15	11	10	

Rechte Hüftbewegung					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.1 ± 0.02	0.09 ± 0.02	0.08 ± 0.02	RG vs. EG2 0.05
	n	15	11	10	
Frontal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.16 ± 0.04	0.18 ± 0.06	0.14 ± 0.03	0.118
	n	15	11	10	
Transversal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.23 ± 0.11	0.24 ± 0.14	0.17 ± 0.06	0.300
	n	15	11	10	

Tab. 97: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS-Variabilitäten (CV) von den Rückengesunden (RG, n=15), den therapierten Experimentalgruppen 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=10) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Beckenbewegungen					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.29 ± 0.26	0.22 ± 0.23	0.15 ± 0.13	0.327
	n	15	11	10	
Frontal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.22 ± 0.06	0.16 ± 0.06	0.15 ± 0.05	RG vs. EG1,EG2 0.05
	n	15	11	10	
Transversal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°d °	x ± s	0.39 ± 0.13	0.38 ± 0.2	0.29 ± 0.09	0.221
	n	15	11	10	

LWS-Bewegungen					
Sagittal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.41 ± 0.34	0.47 ± 0.23	0.28 ± 0.17	0.278
	n	14	11	10	
Frontal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.6 ± 0.35	0.33 ± 0.33	0.53 ± 0.43	0.191
		14	11	10	
Transversal		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV°	x ± s	0.2 ± 0.04	0.17 ± 0.06	0.16 ± 0.03	0.054
	n	14	11	10	

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Bei einem gruppenspezifischen Vergleich aller gemessenen Variationsindexe ergibt sich ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$) zwischen den Rückengesunden und der Experimentalgruppe 2. Diese Rückenpatienten besitzen im Mittel eine höhere Bewegungsstabilität als die Rückengesunden.

Tab. 98: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller ermittelten kinematischen Variabilitäten (CV) von Rückengesunden (RG, n=15), den therapierten Experimentalgruppen 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=10) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Variationskoeffizienten gesamt		RG	EG1 Nach der Therapie	EG2 Nach der Therapie	p
CV	X ± s	0.26 ± 0.21	0.23 ± 0.19	0.2 ± 0.18	RG vs.EG2 0.013
	n	177	132	119	

6.1.3 Zeitliche Bewegungsqualitäten

6.1.3.1 Experimentalgruppen vor und nach den Therapien

Deviationsindizes der einzelnen Bewegungsebenen

Die in der Tabelle abgebildeten Ergebnisse der Verläufe der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen beim zügigen Gehen zwischen den beiden Experimentalgruppen zeigen keine Signifikanzen. Weder sind in einer Bewegungsebene Interaktionen zwischen Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt festzustellen noch sind signifikante Effekte durch Therapieeinflüsse oder Gruppenzugehörigkeit vorhanden.

Bei der Experimentalgruppe 1 werden nach der Therapie nur bei 4 von 12 Bewegungsebenen geringere Deviationsindizes erzielt. In der anderen Gruppe verbessern sich die Rückenpatienten bis auf eine Ausnahme bei der frontalen Beckenbewegung bei allen Deviationsindizes.

Tab. 99: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Hüftdeviationsindizes (DI) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linke Hüftbewegungen					Rechte Hüftbewegungen				
sagittal		M1 Vor der Therapie	M2 Nach der Therapie	P M1/M2	Sagittal		M1 Vor der Therapie	M2 Nach der Therapie	P M1/M2
EG 1	x ± s	5.216 ± 7.313	3.382 ± 3.719	0.458	EG 1	x ± s	4.781 ± 6.928	2.775 ± 2.684	0.357
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	4.534 ± 5.768	3.892 ± 3.891		EG 2	x ± s	4.294 ± 5.55	3.574 ± 3.596	
	n	9	10			n	9	9	
P Gruppe		0.962		Interaktion 0.719	P Gruppe		0.929		Interaktion 0.661
Frontal		M1	M2	P	Frontal		M1	M2	P

		Vor der Therapie	Nach der Therapie	M1/M2			Vor der Therapie	Nach der Therapie	M1/M2
EG 1	x ± s	3.429 ± 4.325	3.873 ± 3.417	0.449	**EG 1**	x ± s	1.217 ± 0.994	2.804 ± 2.563	0.393
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	3.61 ± 3.372	1.487 ± 1.155		**EG 2**	x ± s	2.193 ± 1.999	1.58 ± 1,176	
	n	8	9			n	9	9	
P Gruppe		0.962		Interaktion 0.252	P Gruppe		0.837		Interaktion 0.063
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Transversal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	2.345 ± 2.179	2.537 ± 3.869	0.892	**EG 1**	x ± s	1.490 ± 1.524	1.863 ± 3.027	0.603
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	1.673 ± 1.697	1.273 ± 0.699		**EG 2**	x ± s	2.926 ± 5.47	1.492 ± 0.9179	
	n	9	9			n	9	9	
P Gruppe		0.260		Interaktion 0.698	P Gruppe		0.605		Interaktion 0.379

Tab. 100: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Becken- und LWS- Deviationsindizes (DI) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Beckenbewegungen					**LWS-Bewegungen**				
Sagittal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Sagittal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	1.709 ± 1.749	1.933 ± 2.435	0.437	**EG 1**	x ± s	0.877 ± 1.225	0.77 ± 1.770	0.827
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	3.189 ± 3.636	1.904 ± 1.62		**EG 2**	x ± s	0.579 ± 0.769	0.532 ± 0.692	
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.419		Interaktion 0.273	P Gruppe		0.933		Interaktion 0.543
Frontal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Frontal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	3.073 ± 3.332	5.531 ± 6.576	0.298	**EG 1**	x ± s	3.395 ± 5.338	3.637 ± 8.94	0.220
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	4.035 ± 5.412	4.779 ± 4.64		**EG 2**	x ± s	5.994 ± 3.305	0.745 ± 0.479	
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.953		Interaktion 0.573	P Gruppe		0.93		Interaktion 0.18
Transversal		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**Transversal**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	1.502 ± 2.086	2.552 ± 4.371	0.868	**EG 1**	x ± s	1.052 ± 1.195	1.326 ± 1.43	0.809
	n	11	11			n	11	11	
EG 2	x ± s	1.805 ± 2.254	1.045 ± 0.705		**EG 2**	x ± s	1.455 ± 1.918	0.969 ± 0.827	
	n	9	10			n	9	10	
P Gruppe		0.519		Interaktion 0.304	P Gruppe		0.96		Interaktion 0.389

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Der oben genannte Unterschied wird durch einen statistischen Vergleich der für alle Bewegungsebenen ermittelten Deviationsindizes bestätigt. Einmal ergibt sich ein signifikantes Ergebnis ($p \leq 0{,}05$) für die Interaktion zwischen Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt. Die Teilnehmer der Experimentalgruppe 2 verbessern sich sehr signifikant ($p \leq 0{,}01$). Hingegen sind keine signifikanten Therapieerfolge bei der Experimentalgruppe 1 zu verzeichnen. Weiterhin existieren keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen vor bzw. nach der Therapie.

Tab. 101: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller ermittelten Deviationsindizes (DI) von Experimentalgruppe 1 (EG1) und Experimentalgruppe 2 (EG2) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Alle Deviationsindizes			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
DI	EG1	x ± s	2.507 ± 3.948	2.749 ± 4.247	0.468
		n	132	132	
	EG2	x ± s	3.018 ± 3.918	1.944 ± 2.476	0.009
		n	107	107	
P Gruppe			0.266	0.069	Interaktion 0.043

Eine genauere Analyse der Interaktion über Interaktionsdiagramme zeigt ein disordinales Interaktionsverhältnis, da in beiden Diagrammen die Geraden gegensinnig verlaufen.

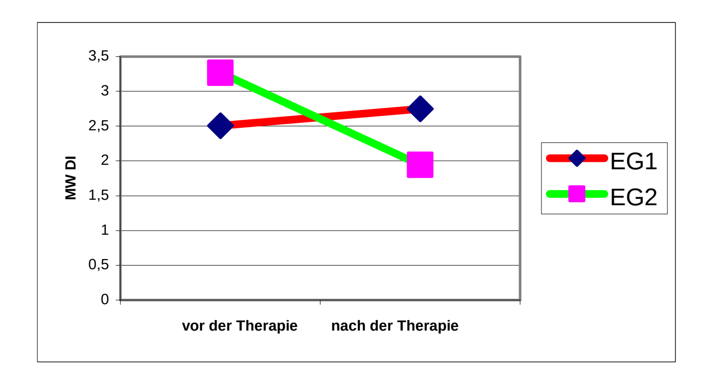


Abb. 64: Interaktionsdiagramm: Messzeitpunkte vor und nach der Therapie bei beiden Experimentalgruppen (EG1(n=11, rot) und EG2(n=10, grün)) über die Veränderungen der gruppengemittelten Deviationsindizes.

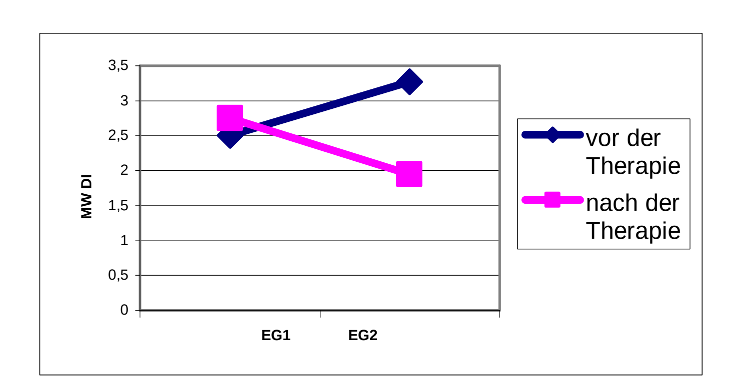


Abb. 65: Interaktionsdiagramm: Experimentalgruppen (EG1 und EG2) zu zwei verschiedenen Messzeitpunkten vor der Therapie (blau) und nach der Therapie (rosa) über die Veränderungen der gruppengemittelten Deviationsindizes.

Dysfunktionale und krankhafte Bewegungen

In der unten abgebildeten Tabelle sind die Felder farbig markiert, bei denen der Bewegungsablauf des Probanden mit einer Wahrscheinlichkeit von unter 10 % (orange) bzw. 1% (rot) der Normkurve entspricht. In der oberen Tabelle sind die Wahrscheinlichkeiten der

Probanden der Experimentalgruppe 1 vor und nach der Therapie eingetragen, in der unteren Tabelle die Ergebnisse von Experimentalgruppe 2.

Insgesamt liegen bei fast allen Patienten in einzelnen Ebenen krankhafte Bewegungen vor, wobei aber keine typischen abweichenden Bewegungsverläufe insgesamt erkennbar sind. Nur die Patienten der Experimentalgruppe 2 zeigen auffällig viele krankhafte Bewegungen in der frontalen Lendenwirbelsäule.

Ein Vergleich vor und nach den Therapieanwendungen zeigt, dass in der Experimentalgruppe 2 nach den Behandlungseinheiten viel weniger für Rückengesunde unwahrscheinliche Bewegungen vorliegen. In der Experimentalgruppe 1 (n=132 Messungen) ist die Anzahl an dysfunktionalen Bewegungen von 16 vor der Therapie auf 14 nach der Therapie gesunken, die krankhaften Bewegungsabläufe jedoch von 26 auf 31 nach der Therapie gestiegen. In der Experimentalgruppe 2 (n = 107 Messungen) sind nach der Behandlung 13 statt vorher 12 dysfunktionale und nur noch 15 statt vorher 34 krankhafte Bewegungsabläufe bei den Rückenpatienten vorhanden. Besonders erfolgreich war die Behandlung bei einem Probanden, bei dem nach der Therapie nur noch eine krankhafte Bewegung statt vorher 9 gemessen wurde. In der Experimentalgruppe 2 scheint die Therapie vor allem bei den Bewegungen in der Lendenwirbelsäule Verbesserungen zu erzielen.

Bemerkenswert ist aber bei beiden Gruppen, dass nach der Therapie in anderen Ebenen krankhafte zeitliche Verläufe gemessen wurden als vorher.

Tab. 102: dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) in den sagittalen (S), frontalen (F) und transversalen (T) Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen bei der Experimentalgruppe 1 (n=11) vor und nach der Therapie.

	Experimentalgruppe 1																							
	Vor der Therapie												Nach der Therapie											
Proband	Hüfte li			Hüfte re			Becken			LWS			Hüfte li			Hüfte re			Becken			LWS		
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

Tab. 103: dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) in den sagittalen (S), frontalen (F) und transversalen (T) Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen bei der Experimentalgruppe 2 (n=10) vor und nach der Therapie.

	Experimentalgruppe 2																							
	Vor der Therapie												Nach der Therapie											
Proband	Hüfte li			Hüfte re			Becken			LWS			Hüfte li			Hüfte re			Becken			LWS		
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]												

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Bei einer Analyse der individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten der kinematischen Bewegungen in der Hüft-, Becken- und Lendenregion zeigt sich, dass alle Rückenpatienten beider Gruppen vor der Therapie für einen Rückengesunden unwahrscheinliche Ergebnisse aufweisen. Durch die Therapie haben sich in der ersten Experimentalgruppe 5 Patienten verbessert, jedoch nur 1 Patient hat insgesamt keine dysfunktionalen oder krankhaften Bewegungen mehr in der untersuchten Region. In der Experimentalgruppe 2 haben sich 6 Patienten von 9 in ihren Bewegungen den Rückengesunden angenähert. 3 Patienten haben insgesamt kein auffälliges Bewegungsverhalten mehr.

Tab. 104: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) der Experimentalgruppe 1 ((EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) für einen normalen zeitlichen Verlauf der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen.

EG1			EG2		
	Vor der Therapie	Nach der Therapie		Vor der Therapie	Nach der Therapie
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	2.1*10^^-10	0.67	1	0.0003	1.9*10^^-12
2	0.07	3.6*10^^-14	2	1.6*10^^-8	1.6*10^^-10
3	0.002	7.7*10^^-15	3	9.2*10^^-6	9.7*10^^-9
4	9.3*10^^-7	4.8*10^^-10	4	0.03	0.99
5	0.097	0.0002	5	0.008	0.05
6	0.01	1.9*10^^-7	6	0.004	0.16
7	8.8*10^^-6	3.7*10^^-6	7	3*10^^-7	0.0005
8	0.00002	2.5*10^^-7	8	7.6*10^^-16	0.34
9	0.003	5.2*10^^-16	9	9.5*10^^-42	0.01
10	4.1*10^^-21	5.2*10^^-8	10	8.3*10^^-12	
11	2.4*10^^-16	0.03			

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und -wahrscheinlichkeiten

Ein Vergleich der unten abgebildeten Histogramme mit den Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und der Deviationswahrscheinlichkeiten verdeutlicht graphisch den Therapieerfolg der Experimentalgruppe 2. Durch die Therapie sind wesentlich geringere Deviationsindizes und damit krankhafte Bewegungen bei diesen Rückenpatienten vorhanden als vorher. Keine Besserungen nach der Therapie sind jedoch bei der Experimentalgruppe 1 erkennbar.

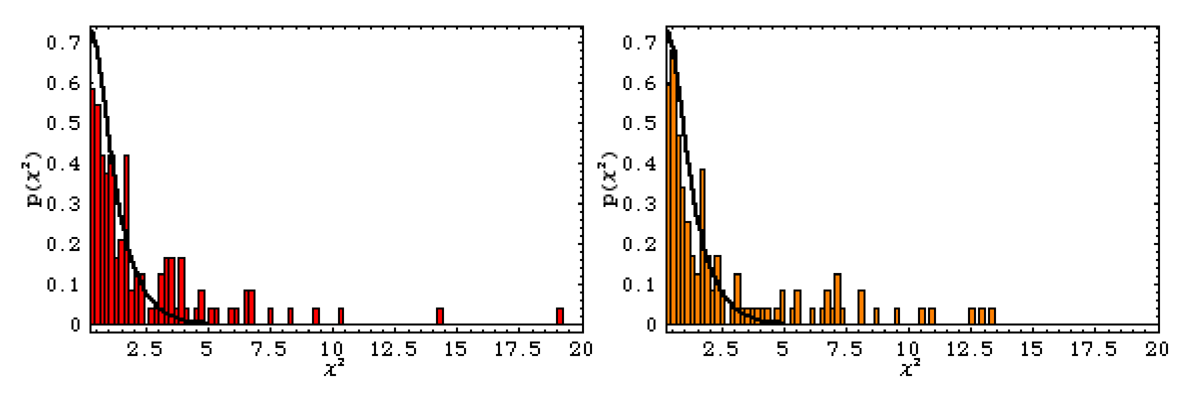


Abb. 66: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) der Experimentalgruppe 1(n=11) vor der Therapie (rot) und nach der Therapie (orange).

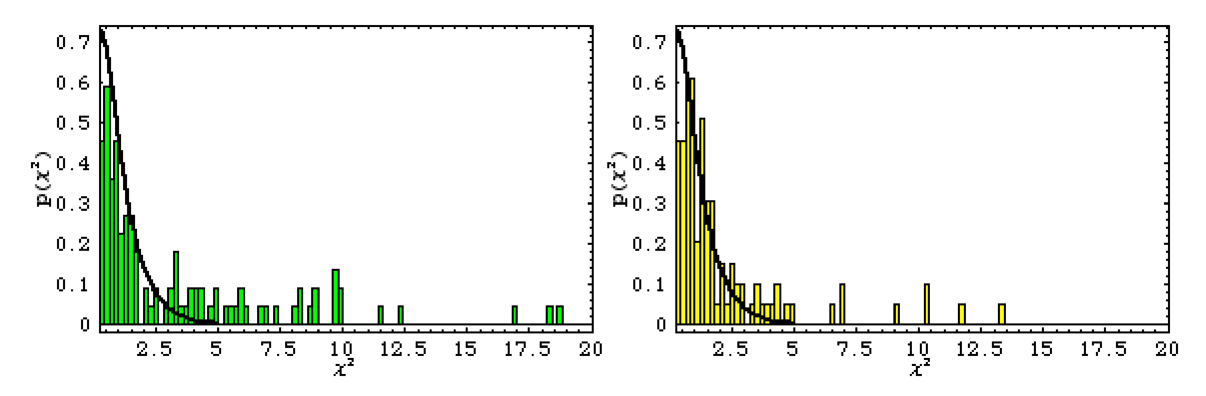


Abb. 67: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) der Experimentalgruppe 2 (n=10) vor der Therapie (grün) und nach der Therapie (gelb).

6.1.4 Zusammenfassung

Bewegungsausmaße innerhalb der Hüft-, Becken- und LWS-Bewegungen

- Es ergeben sich fast keine signifikanten Interaktionen zwischen Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt. Auch sind so gut wie keine signifikanten Wahrscheinlichkeitseffekte durch Gruppenzugehörigkeit oder Therapie zu beobachten. Mit Ausnahme der sagittalen und frontalen Lendenwirbelsäulenbewegung scheinen die Therapien wenig bis gar keinen Einfluss auf die beim Gehen durchgeführten Bewegungsausmaße in der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenregion zu haben.
- Auffällig sind hingegen trotz der Zufallsgruppenverteilung die teilweise großen Unterschiede zwischen den beiden Gruppen bei den sagittalen Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen vor der Therapie. Dies erklärt sich durch die Ergebnisse der Querschnittanalyse. Hier zeigt sich, dass sich gerade die Gruppe der Rückenpatienten durch große interindividuelle Unterschiede bzgl. der Bewegungsausmaße kennzeichnet. Nach den Therapien jedoch sind diese interindividuellen Unterschiede innerhalb der Gruppe geringer. Die durchgeführten Bewegungsausmaße fallen ausgeglicher aus.
- Weiterhin bemerkenswert ist der gruppenspezifische Vergleich aller gemessenen Bewegungsausmaße. Hier bestehen fast identische Mittelwerte bei beiden Experimentalgruppen vor und nach den Therapien.
- Bei dem Vergleich der therapierten Experimentalgruppen mit den Rückengesunden ergeben sich im Gegensatz zur Querschnittstudie zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede mehr. Die vorher bestehenden signifikanten Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten sind durch die Therapien bei beiden

Experimentalgruppen ausgeglichen worden, womit ein Therapieerfolg zu verzeichnen ist.

Schlussfolgernd wird mit diesen Ergebnissen die angenommene Hypothese, dass die beiden verschiedenen Therapien unterschiedlich auf die Bewegungen in der Hüft-, Becken- und Lendenregion wirken, wenigstens teilweise widerlegt. Durch die Therapie werden mit Ausnahme der frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen keine signifikanten oder auch nur auffälligen Unterschiede bzgl. der Bewegungsausmaße bei den beiden Experimentalgruppen bewirkt.

Intraindividuelle Variabilitäten innerhalb der Hüft-, Becken- und LWS-Bewegungen

- Mit drei Ausnahmen reduzieren sich die Variationskoeffizienten innerhalb der 12 Bewegungsebenen bei beiden Gruppen mit der Therapie. Dies gilt insbesondere für die Experimentalgruppe 1, wobei deren Bewegungsvariabilitäten vor der Therapie wesentlich höher ausfielen als bei der Vergleichsgruppe. Insgesamt sind die Veränderungen aber nicht so stark, dass sie innerhalb der einzelnen Bewegungsebenen (Ausnahme frontale LWS-Bewegungen) oder auch bei einem Gesamtvergleich aller Variationskoeffizienten zu signifikanten Veränderungen führen.
- Auch eine Betrachtung der individuellen Veränderungen zeigt keine einheitlichen Tendenzen. Bei beiden Experimentalgruppen zeigen sich bei den individuellen Variationskoeffizienten sowohl zunehmende, gleich bleibende als auch abnehmende Variabilitäten.
- Signifikante Unterschiede sind zwischen den Rückenpatienten der Experimentalgruppe 2 nach der Therapie und den Rückengesunden vorhanden. Dies ist aber nur eingeschränkt bemerkenswert, da die Bewegungsvariabilitäten durch die Therapie sich in dieser Gruppe kaum verändert haben.

Schlussfolgernd kann festgehalten werden, dass die Bewegungsvariabilitäten durch die Therapien tendenziell abnehmen. Es lassen sich aber grundsätzlich keine unterschiedlichen Therapieeffekte belegen. Die Hypothese kann also für diesen kinematischen Parameter nicht bestätigt werden.

Zeitliche Verläufe der Hüft-, Becken- und LWS-Bewegungen

- Durch die Therapien zeigen sich signifikant gegensinnige Therapieeffekte bei den beiden Experimentalgruppen. Es werden zwar keine signifikanten Veränderungen oder

Interaktionen bei den einzelnen Bewegungsebenen erreicht, jedoch verbessert sich die Experimentalgruppe 2 bei einem Vergleich aller gemessenen Deviationsindizes sehr signifikant ($p \leq 0{,}01$). Im Gegensatz dazu verschlechtert sich die Experimentalgruppe 1, was zu einer signifikant disordinalen Interaktion ($p \leq 0{,}05$) zwischen den Gruppen zu beiden Messzeitpunkten führt.

- Auch eine Betrachtung der aus den Deviationsindizes berechneten Wahrscheinlichkeiten für einen der Normkurve entsprechenden Verlauf bestätigt die unterschiedlichen Therapieeffekte beider Gruppen. Während die Anzahl der als krankhaft definierten Verläufe bei den Patienten der Experimentalgruppe 1 gestiegen ist, ist sie um mehr als die Hälfte bei der Vergleichsgruppe gefallen. So war die Therapie bei 3 Patienten in der zweiten Gruppe so erfolgreich, dass sie nach den Behandlungen keine auffälligen Bewegungsverläufe mehr zeigten.

Insgesamt lässt sich also feststellen, dass die beiden Therapien unterschiedlich auf zeitliche Verläufe innerhalb der Hüft-, Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegungen wirken. Ein Therapieerfolg in dem Sinne, dass sich die Rückenpatienten an das zeitliche Bewegungsverhalten der Rückengesunden annähern, wurde lediglich in der Gruppe erzielt, die im Sinne der Spiraldynamik behandelt wurde. Die aufgestellte Hypothese bzgl. der kinematischen Parameter kann also für die zeitlichen kinematischen Verläufe bestätigt werden.

6.2 Elektromyographische Ergebnisse

6.2.1 Individuelle Innvervationsvariabilitäten

6.2.1.1 Experimentalgruppen vor und nach den Therapien

Variabilitäten innerhalb der einzelnen Muskelinnervationen

Bei einem Vergleich der Variabilitäten innerhalb der Lendenwirbel und Becken stabilisierenden Muskulatur beim Gehen fällt einmal auf, dass bei beiden Experimentalgruppen mit einer Ausnahme alle Variationskoeffizienten nach der Therapie höher ausfallen als vor der Therapie. Lediglich der gemittelte Variationskoeffizient der Bauchmuskelaktivitäten der Experimentalgruppe 2 nach der Therapie ist geringfügig niedriger als vor Therapiebeginn.

Bei 6 von 8 Muskelvergleichen sind signifikante Veränderungen nach der Therapie festzustellen. Weiterhin ist bemerkenswert, dass alle Variationskoeffizienten bei der Experimentalgruppe 1 größer sind als bei der Vergleichsgruppe.

Bei dem muskelspezifischen Vergleich ergeben sich folgende signifikante Interaktionen und Unterschiede: Bei den gemeinsam abgeleiteten Bauchmuskeln M. transversus abdominis und M. obliquus internus zeigen sich auf der linken wie auf der rechten Seite (sehr) signifikante Interaktionen zwischen Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt. Diese werden einmal durch eine beidseits bestehende signifikant höhere Innervationsvariabilität ($p \leq 0{,}05$) bei der Experimentalgruppe 1 nach der Therapie im Vergleich zum Zustand vor den Behandlungen verursacht. Zum anderen existiert auf der linken Seite ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}05$) vor der Therapie zwischen den Experimentalgruppen 1 und 2. Beim M. multifidus L4/L5 ergibt sich auf der rechten Seite eine signifikant höhere Variabilität ($p \leq 0{,}05$) bei beiden Gruppen nach der Therapie, jedoch sind erhebliche Zunahmen nur bei den Variationskoeffizienten der Experimentalgruppe 1 zu verzeichnen. Weitere signifikante Ergebnisse werden beim M. multifidus L5/S1 beidseits gemessen. Beide Gruppen gemeinsam weisen nach der Therapie auf der linken Seite und auf der rechten Seite signifikant höhere Variationskoeffizienten auf. Die Veränderungen innerhalb der Experimentalgruppe 1 sind aber wieder wesentlich größer als bei der Vergleichsgruppe.

Beim M. gluteus medius existiert eine sehr signifikante Interaktion ($p \leq 0{,}01$) zwischen Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt. Zum einen sind die Variationskoeffizienten der ersten Experimentalgruppe nach den Behandlungseinheiten signifikant höher ($p \leq 0{,}05$) als

vorher und zum anderen signifikant höher ($p \leq 0,05$) im Vergleich zu den Messergebnissen der zweiten Experimentalgruppe.

Tab. 105: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Variabilitäten (CV) von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linke Seite					Rechte Seite				
M. transversus abdominis/ M. obliquus internus		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**	**M. transversus abdominis/ M. obliquus internus**		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.17 ± 0.10	0.29 ± 0.09	0.019	**EG 1**	x ± s	0.24 ± 0.07	0.33 ± 0.07	0.020
	n	11	9			n	11	7	
EG 2	x ± s	0.27 ± 0.11	0.25 ± 0.08	0.470	**EG 2**	x ± s	0.27 ± 0.08	0.27 ± 0.07	0.830
	n	10	10			n	10	9	
P Gruppe		0.044	0.279	Interaktion 0.01	P Gruppe		0.362	0.101	Interaktion 0.030
M. multifidus L4/L5		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**	**M. multifidus L4/L5**		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.30 ± 0.08	0.38 ± 0.13	0.084	**EG 1**	x ± s	0.20 ± 0.15	0.42 ± 0.14	0.030
	n	11	7			n	11	7	
EG 2	x ± s	0.28 ± 0.07	0.31 ± 0.09		**EG 2**	x ± s	0.30 ± 0.13	0.32 ± 0.07	
	n	10	8			n	10	9	
P Gruppe		0.142		Interaktion 0.374	P Gruppe		0.943		Interaktion 0.055
M. multifidus L5/S1		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**	**M. multifidus L5/S1**		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.24 ± 0.07	0.34 ± 0.12	0.014	**EG 1**	x ± s	0.21 ± 0.09	0.34 ± 0.08	0.050
	n	11	7			n	11	7	
EG 2	x ± s	0.25 ± 0.07	0.28 ± 0.09		**EG 2**	x ± s	0.24 ± 0.10	0.27 ± 0.07	
	n	10	9			n	10	9	
P Gruppe		0.485		Interaktion 0.179	P Gruppe		0.246		Interaktion 0.171
M. gluteus medius		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**	**M. gluteus medius**		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	0.27 ± 0.10	0.36 ± 0.07	0.062	**EG 1**	x ± s	0.26 ± 0.11	0.45 ± 0.1	0.013
	n	11	6			n	11	7	
EG 2	x ± s	0.32 ± 0.11	0.34 ± 0.09		**EG 2**	x ± s	0.29 ± 0.06	0.33 ± 0.1	0.275
	n	10	10			n	10	10	
P Gruppe		0.731		Interaktion 0.162	P Gruppe		0.578	0.029	Interaktion 0.000

Individuelle Variationskoeffizienten

Bei einem Vergleich der individiduell gemittelten muskelspezifischen Variationskoeffizienten aller Probanden vor und nach der Therapie zeigt sich zum einen, dass sich die Variabilitäten innerhalb der untersuchten Muskulatur erhöht haben. In der ersten Experimentalgruppe weisen 7 von 9 und in der zweiten Experimentalgruppe 6 von 10 Rückenpatienten einen höheren Variationskoeffizienten nach der Therapie auf.

Tab. 106: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) von allen individuell gemittelten muskelspezifischen Variationskoeffizienten (CV) von Probanden der Experimentalgruppe 1 (n=11) und 2 (n =10) vor und nach der Therapie.

EG1					EG2				
Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten				Proband	Individuell gemittelte Variationskoeffizienten			
	Vor der Therapie		Nach der Therapie			Vor der Therapie		Nach der Therapie	
	x	s	x	s		x	s	x	s
1	0,2	0,09	0,34	0,09	1	0,17	0,06	0,32	0,05
2	0,14	0,08	0,41	0,1	2	0,27	0,06	0,32	0,05
3	0,21	0,1	0,44	0,13	3	0,25	0,07	0,29	0,06
4	0,25	0,09	0,41	0,07	4	0,28	0,06	0,4	0,07
5	0,19	0,09	0,36	0,05	5	0,28	0,05	0,33	0,05
6	0,19	0,08			6	0,28	0,05	0,32	0,04
7	0,31	0,18			7	0,4	0,08	0,32	0,11
8	0,28	0,09	0,33	0,14	8	0,35	0,07	0,23	0,04
9	0,38	0,05	0,32	0,14	9	0,27	0,16	0,22	0,08
10	0,26	0,07	0,24	0,05	10	0,24	0,07	0,17	0,06
11	0,2	0,07	0,22	0,04					

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Eine Analyse aller ermittelten Variationskoeffizienten der Patienten nach Gruppenzugehörigkeit und Messzeitpunkt ergibt zum einen eine sehr signifikante Interaktion ($p \leq 0,01$). Zum anderen bestehen sehr signifikante Unterschiede zwischen den Experimentalgruppen 1 und 2 sowohl vor der Therapie ($p \leq 0,01$) als auch nach der Therapie ($p \leq 0,01$). Weiterhin zeigt sich eine sehr signifikant höhere Variabilität innerhalb der Lendenwirbel und Becken stabilisierenden Muskulatur bei der Experimentalgruppe 1 nach der Therapie ($p \leq 0,01$). Hingegen sind kaum Auswirkungen bzgl. der Variabilitäten bei der Experimentalgruppe 2 erkennbar.

Tab. 107: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller ermittelten elektromyographischen Variabilitäten (CV) von Experimentalgruppe 1 (EG1) und Experimentalgruppe 2 (EG2) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Variationskoeffizienten gesamt			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
CV	EG1	x ± s	0.24 ± 0.1	0.36 ± 0.46	0.00
		n	57	57	
	EG2	x ± s	0.28 ± 0.09	0.29 ± 0.08	0.249
		n	74	74	
P Gruppe			0.01	0.00	Interaktion 0.002

Eine genaue Analyse der Interaktionsdiagramme ergibt ein hybrides Interaktionsverhältnis.

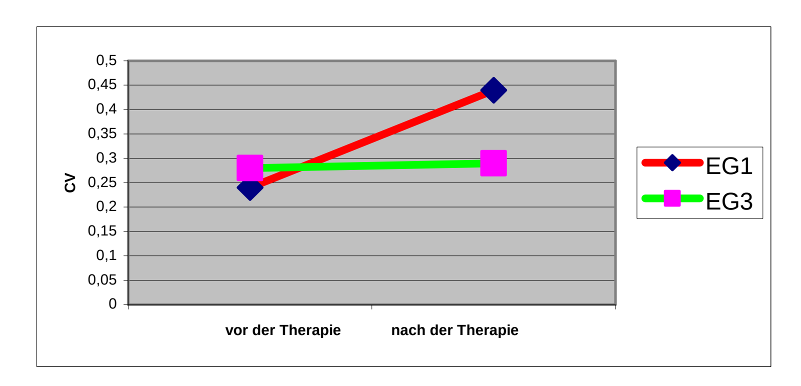


Abb. 68: Interaktionsdiagramm: Messzeitpunkte vor und nach der Therapie bei beiden Experimentalgruppen (EG1 (n=11, rot) und EG2 (n=10, grün)) über die Veränderungen der gruppengemittelten Variationskoeffizienten.

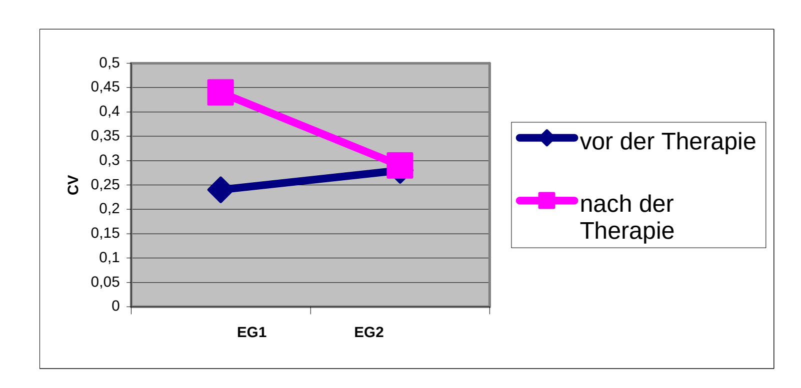


Abb. 69: Interaktionsdiagramm: Experimentalgruppen (EG1 und EG2) zu zwei verschiedenen Messzeitpunkten vor der Therapie (blau) und nach der Therapie (rosa) über die Veränderungen der gruppengemittelten Variationskoeffizienten.

6.2.1.2 Therapierte Experimentalgruppen und Rückengesunde

Nach der Therapie zeigen sich gruppendifferenzierte Ergebnisse. Bei der Experimentalgruppe 1 fallen nach Therapieende die intraindividuellen Variabilitäten mit Ausnahme der Bauchmuskeln höher aus als bei den Rückengesunden. Ein sehr signifikanter Unterschied ($p \leq 0{,}01$) existiert hier beim M. gluteus medius rechts. Die Patienten der Experimentalgruppe 2 jedoch bewegen sich mit einer ähnlich hohen oder geringeren Schritt-zu-Schritt-Variabilität wie die Rückengesunden. Deutlich, aber nicht signifikant, sind die höheren Innervationskonstanzen bei den Bauchmuskeln.

Tab. 108: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Variabilitäten (CV) von den Rückengesunden (RG, n=15), den therapierten Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=10) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Linke Seite						Rechte Seite					
M. transversus abdominis/ M. obliquus internus		**RG**	**Nach der Therapie EG1**	**Nach der Therapie EG2**	**p**	**M. transversus abdominis/ M. obliquus internus**		**RG**	**Nach der Therapie EG1**	**Nach der Therapie EG2**	**p**
Grad °	x ± s	0.33 ± 0.11	0.29 ± 0.09	0.25 ± 0.08	0.083	Grad °	x ± s	0.33 ± 0.10	0.33 ± 0.07	0.27 ± 0.07	0.198
	n	15	9	10			n	15	7	9	
M. multifidus L4/L5		**RG**	**Nach der Therapie EG1**	**Nach der Therapie EG2**	**p**	**M. multifidus L4/L5**		**RG**	**Nach der Therapie EG1**	**Nach der Therapie EG2**	**p**
Grad °	x ± s	0.29 ± 0.12	0.38 ± 0.13	0.31 ± 0.09	0.270	Grad °	x ± s	0.35 ± 0.15	0.42 ± 0.14	0.32 ± 0.07	0.295
	n	15	7	8			n	15	7	9	
M. multifidus L5/S1		**RG**	**Nach der Therapie EG1**	**Nach der Therapie EG2**	**p**	**M. multifidus L5/S1**		**RG**	**Nach der Therapie EG1**	**Nach der Therapie EG2**	**p**
Grad °	x ± s	0.29 ± 0.12	0.34 ± 0.12	0.28 ± 0.09	0.609	Grad °	x ± s	0.29 ± 0.14	0.34 ± 0.08	0.27 ± 0.07	0.384
	n	15	7	9			n	15	7	9	
M. gluteus medius		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**	**M. gluteus medius**		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
Grad °	x ± s	0.33 ± 0.12	0.36 ± 0.07	0.34 ± 0.09	0.818	Grad °	x ± s	0.32 ± 0.10	0.45 ± 0.1	0.33 ± 0.10	RG vs. EG1 0.007
	n	15	6	10			n	15	7	10	

Gruppenspezifische Variationskoeffizienten

Bei einer Analyse aller gruppeninternen individuellen Variationskoeffizienten ergibt sich ein signifikant höherer Variationskoeffizient bei der ersten Experimentalgruppe im Vergleich zu den Rückengesunden. Keine signifikanten Unterschiede sind zwischen der zweiten Experimentalgruppe und den Rückengesunden vorhanden.

Tab. 109 : Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) aller ermittelten muskelspezifischen Variabilitäten (CV) von Rückengesunden (RG, n=15), den therapierten Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und 2 (EG2, n=10) und gruppenspezifische Unterschiedswahrscheinlichkeiten (P).

Variationsindexe gesamt		**RG**	**EG1 Nach der Therapie**	**EG2 Nach der Therapie**	**p**
CV	X ± s	0.32 ± 0.12	0.36 ± 0.11	0.29 ± 0.09	RG vs.EG1 0.019; EG1vs.EG2 0.00
	n	120	57	74	

6.2.2 Zeitliche Innvervationsqualitäten

6.2.2.1 Experimentalgruppen vor und nach den Therapien

Deviationsindizes der einzelnen Innervationsverläufe

Bei einem Vergleich der zeitlichen Verläufe der muskulären Innervationen der Lendenwirbel und Becken stabilisierenden Muskeln beim zügigen Gehen ergeben sich bei beiden Experimentalgruppen keine signifikanten Interaktionen zwischen den Gruppen zu den beiden Messzeitpunkten vor und nach der Therapie. Es werden insgesamt keine signifikanten Veränderungen durch die Therapien bei den zeitlichen Verläufen erzielt. Weiterhin bestehen weder vor der Therapie noch nachher zwischen den Gruppen signifikante Unterschiede.

Tab. 110: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der muskelspezifischen Deviationsindizes von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Linke Seite					Rechte Seite				
M. transversus abdominis/ M. obliquus internus		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**M. transversus abdominis/ M. obliquus internus**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	1.265 ± 1.445	1.416 ± 0.888	0.654	**EG 1**	x ± s	1.257 ± 0.977	1.142 ± 0.297	0.339
	n	11	11			n	7	7	
EG 2	x ± s	1.792 ± 1.495	1.253 ± 1.324		**EG 2**	x ± s	1.577 ± 1.433	0.964 ± 0.851	
	n	10	10			n	9	9	
P Gruppe		0.638		Interaktion 0.427	P Gruppe		0.842		Interaktion 0.51
M. multifidus L4/L5		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**M. multifidus L4/L5**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	2.281 ± 1.712	1.623 ± 0.892	0.607	**EG 1**	x ± s	0.699 ± 0.155	1.045 ± 0.391	0.144
	n	6	6			n	6	6	
EG 2	x ± s	1.191 ± 1.061	2.203 ± 1.711		**EG 2**	x ± s	1.418 ± 1.329	1.514 ± 1.177	
	n	8	8			n	7	7	
P Gruppe		0.992		Interaktion 0.441	P Gruppe		0.268		Interaktion 0.393
M. multifidus L5/S1		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**M. multifidus L5/S1**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	3.095 ± 3.702	2.875 ± 2.406	0.654	**EG 1**	x ± s	2.018 ± 1.874	1.944 ± 1.916	0.745
	n	7	7			n	5	5	
EG 2	x ± s	1.892 ± 1.149	1.765 ± 1.491		**EG 2**	x ± s	1.447 ± 1.138	1.758 ± 1.196	
	n	6	6			n	7	7	
P Gruppe		0.351		Interaktion 0.947	P Gruppe		0.648		Interaktion 0.601
M. gluteus medius		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**	**M. gluteus medius**		**M1 Vor der Therapie**	**M2 Nach der Therapie**	**P M1/M2**
EG 1	x ± s	1.068 ± 0.731	1.426 ± 0.783	0.930	**EG 1**	x ± s	4.618 ± 2.663	3.863 ± 2.849	0.263
	n	11	11			n	6	6	
EG 2	x ± s	1.277 ± 0.984	0.966 ± 0.429		**EG 2**	x ± s	4.621 ± 4.496	2.713 ± 1.79	
	n	8	8			n	8	8	
P Gruppe		0.609		Interaktion 0.211	P Gruppe		0.662		Interaktion 0.620

Gruppenspezifische Deviationsindizes

Ein statistischer Vergleich der gruppengemittelten Deviationsindizes zeigt, dass keine Interaktion zwischen den Messzeitpunkten und der Gruppenzugehörigkeit existiert.

Trotzdem werden bei dem gruppenspezifischen Vergleich aller Deviationsindizes zwar keine signifikanten, wohl aber gegensätzliche Therapieergebnisse bei den beiden Experimentalgruppen sichtbar. Während die gemittelten Abweichungswerte der Experimentalgruppe 1 nach der Therapie sich verschlechtert haben, verbessern sich die Werte bei der Experimentalgruppe 2 im Durchschnitt.

Tab. 111: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der gesamten muskelspezifischen Deviationsindizes (DI) von Experimentalgruppe 1 (EG1) und Experimentalgruppe 2 (EG2) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Deviationsindizes gesamt			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
	EG1	x ± s	1.872 ± 2.026	2.245 ± 3.225	0.974
		n	59	59	
	EG2	x ± s	2.044 ± 2.249	1.649± 1.385	
		n	63	63	
P Gruppe			0.479		Interaktion 0.148

Dysfunktionale und krankhafte Innervationsverläufe

In der unten abgebildeten Tabelle sind die berechneten Deviationswahrscheinlichkeiten von allen an der Längsschnittstudie teilnehmenden Probanden farbig markiert, bei denen die Wahrscheinlichkeiten für einen der Norm entsprechenden zeitlichen Verlauf beim Gehen unter 10 % (orange) bzw. 1% (rot) liegen.

Bei 71 ausgewerteten Muskelmessungen der Experimentalgruppe 1 haben 15 Messungen einen krankhaften und 7 einen dysfunktionalen zeitlichen Verlauf vor der Therapie. Nach der Therapie sind von 63 ausgewerteten Messungen noch immer 15 unterhalb der 1%-igen Wahrscheinlichkeitsgrenze. Die Anzahl der dysfunktionalen Verläufe ist identisch geblieben. Bei der Experimentalgruppe 1 sind vor der Therapie von 67 ausgewerteten Messungen 17 krankhaft und 11 dysfunktional, nach Beendigung der Interventionen sind von 64 Messungen noch 13 krankhaft, wobei allein davon 5 bei einem Patienten vorliegen, und weitere 8 noch dysfunktional.

Wie beim Querschnittvergleich lassen sich auch hier keine typischen krankhaften Aktivierungsmuster innerhalb der untersuchten Muskulatur bei den Bandscheibenpatienten (BSV L5/S1 links) erkennen. Auffällig ist allerdings der rechte M. gluteus medius. Dieser Muskel zeigt am häufigsten sowohl vor als nach der Therapie einen krankhaften Verlauf.

Tab. 112: dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) muskuläre Verläufe bei MM. transversus abdominis/ obliquus internus (TA/OI), Mm. multifidii (M) L4/L5 und L5/S1 und Mm gluteus medii (GM) auf der rechten und der linken Seite bei der Experimentalgruppe 1 (n=11) vor und nach der Therapie.

	EG1															
	Vor der Therapie								Nach der Therapie							
	Links				Rechts				Links				Rechts			
	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	ML4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM
1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]			[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]			[illegible]	[illegible]				[illegible]			[illegible]				
7	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]		[illegible]	[illegible]	
8	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]			[illegible]	[illegible]			[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]
10	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]				
11	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]				

Tab. 113: dysfunktionale (p (χ^2) < 0,1: orange) und krankhafte (p (χ^2) < 0,01: rot) muskuläre Verläufe bei MM. transversus abdominis/ obliquus internus (TA/OI), Mm. multifidii (M) L4/L5 und L5/S1 und Mm gluteus medii (GM) auf der rechten und der linken Seite bei der Experimentalgruppe 2 (n=10) vor und nach der Therapie.

	EG2															
	Vor der Therapie								Nach der Therapie							
	Links				Rechts				Links				Rechts			
	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	ML4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM	TA/OI	M.L4/L5	M.L5/S1	GM
1	[illegible]				[illegible]			[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]			[illegible]
8	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
9	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]			[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]		[illegible]
10	[illegible]		[illegible]	[illegible]	[illegible]		[illegible]	[illegible]								

Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten

Eine Analyse der individuellen Wahrscheinlichkeiten für einen normgerechten elektromyographischen Verlauf der untersuchten Muskeln zeigt ebenfalls unterschiedliche Therapieerfolge. Bei der Betrachtung der Anzahl von dysfunktionalen bzw. krankhaften

Verläufen scheint zwar keine der Therapien wirklich erfolgreich zu sein. Bewertet man jedoch die individuellen Veränderungen durch die Therapien, so lassen sich tendenzielle Entwicklungen vermuten. Bei der Experimentalgruppe 1 verbessern sich nur 2 Patienten in ihren muskulären Innervationen. Bei der Experimentalgruppe 2 sind es immerhin 7 Patienten, bei denen die Wahrscheinlichkeit für einen rückengesunden zeitlichen Verlauf zunimmt.

Tab. 114: Individuelle Deviationswahrscheinlichkeiten (p (χ^2) < 0,1: orange; p (χ^2) < 0,01: rot) von Experimentalgruppe1 (EG1, n=11) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=10) für einen normalen zeitlichen Verlauf der untersuchten die Wirbelsäule stabilisierenden Muskulatur.

EG1			EG2		
	Vor der Therapie	**Nach der Therapie**		**Vor der Therapie**	**Nach der Therapie**
Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Proband	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)	Individuelle Deviations-wahrscheinlichkeiten p (χ^2)
1	9.1*10^^-19	7.7*10^^-13	1	2.1*10^^-20	0.45
2	0.00007	2.0*10^^-9	2	4.4*10^^-7	0.02
3	0.02	0.14	3	4.6*10^^-7	0.009
4	0.02	1.0*10^^-28	4	0.17	0.78
5	2.5*10^^-11	2.4*10^^-6	5	4.9*10^^-8	5.2*10^^-16
6	0.86	0.16	6	1.5*10^^-6	0.2
7	0.13	0.009	7	2.6*10^^-14	0.0004
8	0.14	0.0001	8	0.89	7.3*10^^-8
9	6.7*10^^-6	0.00006	9	0.58	1.7*10^^-6
10	0.0003	0.0004	10	0.0004	0.96
11	0.009	0.94			

Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und –wahrscheinlichkeiten

Ein Vergleich der unten abgebildeten Histogramme mit den Häufigkeitsverteilungen der Deviationsindizes und der Deviationswahrscheinlichkeiten verdeutlicht graphisch den größeren Therapieerfolg bei der Experimentalgruppe 2. Nach der Therapie ist zum einen der Anteil an niedrigen Deviationsindizes gestiegen. Zum anderen sind die extremen Fälle von ganz hohen Abweichungswerten eliminiert worden. Keine Veränderungen nach der Therapie sind jedoch bei der Experimentalgruppe 1 erkennbar.

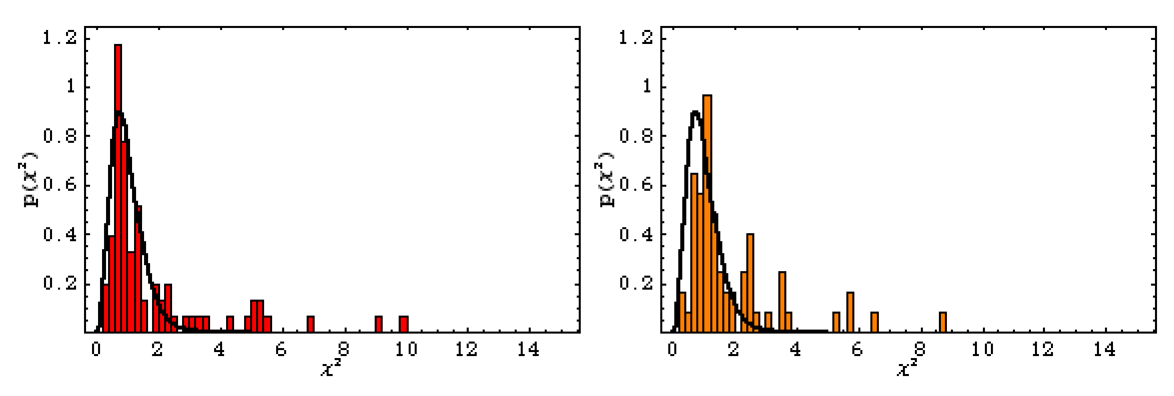


Abb. 70: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) der Experimentalgruppe 1 (n =11) vor der Therapie (rot) und nach der Therapie (orange).

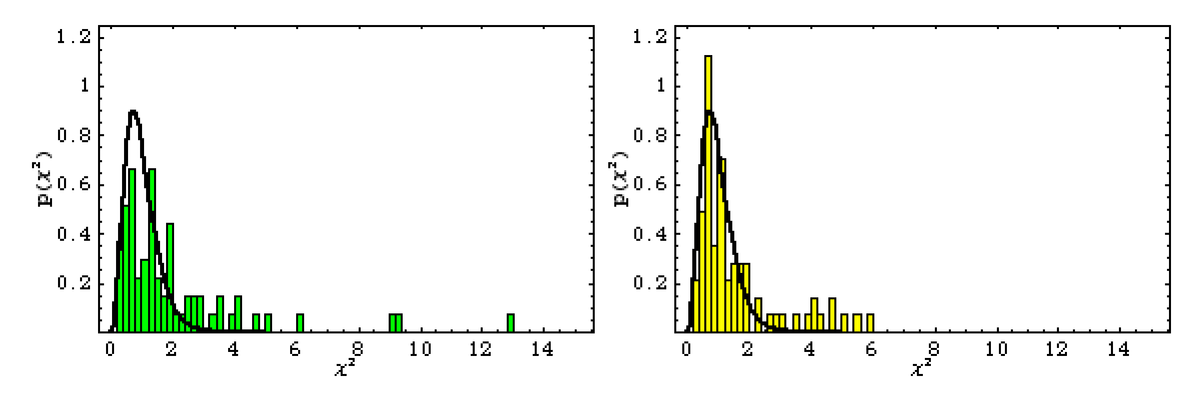


Abb. 71: Histogramme: Häufigkeitsverteilung der Deviationsindizes (χ^2) und der Deviationswahrscheinlichkeiten p (χ^2) der Experimentalgruppe 2 (n=10) vor der Therapie (grün) und nach der Therapie (gelb).

6.2.3 Zusammenfassung

Intraindividuelle Variabilitäten innerhalb der Muskelinnervationen:

- Die Therapie der Experimentalgruppe 1 hat für den elektromyographischen Teil der Längsschnittstudie sehr signifikante Veränderungen innerhalb der Höhe der Variationskoeffizienten aller untersuchten Muskeln im Vergleich zu den Werten vor der Therapie bewirkt. Die signifikante Zunahme der Variabilitäten innerhalb der Innervationen umfasst alle untersuchten Lendenwirbel und Becken stabilisierenden Muskeln. Diese Vergrößerung fällt so stark aus, dass nach der Therapie die Variabilitäten signifikant größer sind als bei den Rückengesunden.
- In der Experimentalgruppe 2 nehmen die Variabilitäten innerhalb der Muskelinnervationen mit Ausnahme von den Bauchmuskeln in einem geringen Ausmaß zu.

Insgesamt lässt sich also die Hypothese für den elektromyographischen Teil der Studie bestätigen, dass die beiden Therapien unterschiedlich auf die intra- und intermuskulären Koordinationen der Lendenwirbel und der Becken stabilisierenden Muskulatur, hier gemessen an den intraindividuellen Variabilitäten beim Gehen, wirken.

Zeitliche Verläufe innerhalb der Muskelinnervationen:

- Es werden keine signifikanten Veränderungen durch die Therapien bei den zeitlichen Innervationen der einzelnen Muskeln erzielt.
- Im Gegensatz zur Experimentalgruppe 1 zeigen sich bei der Experimentalgruppe 2 jedoch positive Therapieeffekte. Insgesamt nähern sich mehr Rückenpatienten der zweiten Gruppe dem Innervationsverhalten der Rückengesunden an. Weiterhin verringert sich die Anzahl der gemessenen krankhaften Verläufe nur bei der Experimentalgruppe 2. Eine

Analyse der Histogramme bestätigt, dass bei der Experimentalgruppe 2 nach der Therapie weniger Innervationsverläufe existieren, die von der rückengesunden Norm abweichen.

Schlussfolgernd lässt sich die angenommene Hypothese statistisch nur bedingt bestätigen. Jedoch zeigen die Auswertungen, dass die beiden Therapien unterschiedliche Effekte auf die zeitlichen Muskelinnervationen erzielen, wobei sich lediglich die Experimentalgruppe 2 an den rückengesunden Verlauf angenähert hat.

6.3 Ergebnisse der Fragebögen

Erfassung der körperlichen Zustände und Verfassungen („Wkv“)

Bei einem statistischen Vergleich der vier Dimensionen Aktiviertheit, Trainiertheit, Beweglichkeit und Gesundheit ergeben sich keinerlei signifikante Interaktionen zwischen der Gruppenzugehörigkeit und den Messzeitpunkten. Mit diesem Ergebnis ist auszuschließen, dass die beiden Therapien unterschiedlich auf die körperlichen Zustände bzw. Verfassungen wirken. Ebenfalls sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen feststellbar, obwohl bei der Experimentalgruppe 1 sowohl vor als auch nach der Therapie bessere Werte beobachtet werden konnten. Bei allen vier Dimensionen sind jedoch für beide Gruppen sehr signifikante ($p \leq 0{,}01$) Verbesserungen durch die Therapie zu verzeichnen.

Tab. 115: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der vier Dimensionen körperlicher Zustände bzw. Verfassungen von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=14) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=12) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Aktiviertheit			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
	EG1	x ± s	2.9 ± 0.95	3.6 ± 0.86	0.00
		n	14	14	
	EG2	x ± s	2.3 ± 0.83	3.16 ± 0.64	
		n	12	12	
P Gruppe			0.07		Interaktion 0.7
Trainiertheit			**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
	EG1	x ± s	1.81 ± 0.85	2.86 ± 0.96	0.00
		n	13	13	
	EG2	x ± s	1.58 ± 0.56	2.75 ± 2.73	
		n	12	12	
P Gruppe			0.55		Interaktion 0.71
Beweglichkeit			**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
	EG1	x ± s	1.89 ± 0.95	3.32 ± 0.67	0.00
		n	14	14	
	EG2	x ± s	1.63 ± 0.64	2.82 ± 0.78	
		n	12	12	
P Gruppe			0.15		Interaktion 0.53
Gesundheit			**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
	EG1	x ± s	2.1 ± 0.92	3.37 ± 1.03	0.00
		n	13	13	
	EG2	x ± s	2.0 ± 0.95	3.13 ± 0.87	
		n	12	12	
P Gruppe			0.55		Interaktion 0.81

Erfassung (radikulärer) Schmerzen und Missempfindungen in den Lenden-, Becken- und Beinregionen

Bei der eigenen Ergänzung des Fragebogens „Wkv“ wurden die Patienten nach ihren Schmerzen und Missempfindungen in den Lenden-, Becken- und Beinregionen gefragt. Bei der statistischen Analyse ergeben sich keine Interaktionen zwischen den Gruppen und den Messzeitpunkten vor und nach den Therapien. Es lassen sich also im Gegensatz zur angenommenen Hypothese keine unterschiedlichen Wirkungen der beiden Therapien auf Schmerzen und Missempfindungen der untersuchten körperlichen Bereiche nachweisen. Auch bestehen keine signifikanten Gruppenunterschiede. Jedoch sind (sehr) signifikante Reduzierungen der Schmerzen und Missempfindungen zu verzeichnen.

Tab. 116: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Schmerzzustände bzw. Missempfindungen innerhalb der Lenden-, Becken- und Beinregionen bei den Experimentalgruppe 1 (EG1, n=14) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=12) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

LWS-Schmerzen		Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
EG1	x ± s	3.0 ± 1.24	0.92 ± 1.15	0.00
	n	14	14	
EG2	x ± s	2.66 ± 1.15	1.0 ± 0.95	
	n	12	12	
P Gruppe		0.72		Interaktion 0.45
Schmerzen im Becken		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG1	x ± s	2.07 ± 1.44	0.86 ± 1.29	0.00
	n	13	13	
EG2	x ± s	2.08 ± 1.16	0.58 ± 0.79	
	n	12	12	
P Gruppe		0.74		Interaktion 0.60
Missempfindungen im Becken		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG1	x ± s	1.57 ± 1.22	0.71 ± 0.99	0.00
	n	13	13	
EG2	x ± s	1.67 ± 1.30	0.75 ± 0.75	
	n	12	12	
P Gruppe		0.85		Interaktion 0.91
Ausstrahlende Schmerzen ins linke Bein		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG1	x ± s	1.36 ± 1.39	0.57 ± 1.16	0.00
	n	13	13	
EG2	x ± s	1.17 ± 1.11	0.33 ± 0.65	
	n	12	12	
P Gruppe		0.58		Interaktion 0.92
Ausstrahlende Missemp-findungen ins linke Bein		**Vor der Therapie M1**	**Nach der Therapie M2**	**P M1/M2**
EG1	x ± s	0.86 ± 1.1	0.57 ± 1.16	0.02
	n	14	14	
EG2	x ± s	0.75 ± 0.75	0.33 ± 0.49	
	n	12	12	
P Gruppe		0.62		Interaktion 0.64

Ausstrahlende Schmerzen ins rechte Bein			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
	EG1	x ± s	1.07 ± 0.92	0.5 ± 1.09	0.03
		n	14	14	
	EG2	x ± s	1.17 ± 1.27	0.33 ± 0.65	
		n	12	12	
P Gruppe			0.89		Interaktion 0.67
Ausstrahlende Missemp-findungen ins rechte Bein			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
	EG1	x ± s	0.93 ± 0.92	0.29 ± 0.47	0.00
		n	13	13	
	EG2	x ± s	0.83 ± 0.94	0.42 ± 0.51	
		n	12	12	
P Gruppe			0.94		Interaktion 0.49

Erfassung von schmerzbedingten Beeinträchtigungen in ausgewählten Lebensbereichen („PDI“)

Bei dem Fragebogen „PDI“ werden die durch Schmerzen verursachten subjektiv empfundenen Beeinträchtigungen der Patienten in sieben verschiedenen Lebensbereichen erfasst. Bei der statistischen Analyse ergeben sich keinerlei Hinweise auf signifikante Interaktionen zwischen den Gruppen und den Therapien. Im Gegenteil scheint die Entwicklung, also das Ausmaß der Veränderungen bei den Beeinträchtigungen, bei beiden Experimentalgruppen durch die Therapie gleich zu verlaufen. Signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$) sind hingegen zwischen den Gruppen vorhanden. Die Experimentalgruppe 1 empfindet vor wie nach der Therapie höhere Beeinträchtigungen durch die Schmerzen als die Experimentalgruppe 2. Ebenfalls signifikante Veränderungen sind nach dem Therapieende zu beobachten. Bei beiden Gruppen nehmen die gesamt empfundenen Beeinträchtigungen nach der Therapie signifikant ($p \leq 0,05$) ab.

Tab. 117: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Summenwerte aus 7 Lebensbereichen von Experimentalgruppe 1 (EG1, n=14) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=12) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

PDI Summe			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
	EG1	x ± s	29.5 ± 10.83	19.42 ± 11.23	0.02
		n	12	12	
	EG2	x ± s	20.36 ± 11.69	10.27 ± 7.38	
		n	11	11	
P Gruppe			0.011		Interaktion 0.999

Erfassung von Schmerzen bei rückenbelastenden Alltagsbewegungen und -tätigkeiten

Bei dem Fragebogen werden die von den Patienten empfundenen Schmerzen bei typischen rückenbelastenden Alltagsbewegungen und –tätigkeiten erfragt.

Es ergeben sich keine signifikanten Interaktionen zwischen den Gruppen zu den beiden Messzeitpunkten vor und nach den Therapien. Das bedeutet, dass die beiden Therapien nicht unterschiedlich auf die empfundenen Schmerzen bei Alltagsbewegungen und -tätigkeiten wirken. Keine signifikanten Unterschiede sind zwischen den Gruppen feststellbar. Aber die Therapien führen zu einer sehr signifikanten Reduzierung ($p \leq 0,01$) der untersuchten Schmerzen im Alltag.

Tab. 118: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der summierten Schmerzempfindungen der Experimentalgruppe 1 (EG1, n=14) und Experimentalgruppe 2 (EG2, n=12) vor und nach den Therapien, Wahrscheinlichkeitseffekte von Messzeitpunkten (P M1/M2) und Gruppenzugehörigkeiten (P Gruppe) und deren Interaktionen.

Summe			Vor der Therapie M1	Nach der Therapie M2	P M1/M2
	EG1	x ± s	39.33 ± 15.81	26.25 ± 8.04	0.00
		n	12	12	
	EG2	x ± s	42.27 ± 6.78	26.91 ± 13.87	
		n	11	11	
P Gruppe			0.62		**Interaktion** 0.74

7 Diskussion des Querschnittsvergleichs

7.1 Kinematische Ergebnisse

7.1.1 Methodik

7.1.1.1 Ultraschalltopometrische Messtechnik

Die kinematischen Bewegungen innerhalb der Hüft-, Becken- und LWS-Bewegungen wurden mit Hilfe einer ultraschalltopometrischen Messtechnik der Firma Zebris aufgezeichnet. Den verschiedenen ultraschalltopometrischen Messverfahren der Firma Zebris werden insgesamt gute Reliabilitäten bezüglich der Test- Retestmessungen wie auch bei der Untersucherkonkordanz bescheinigt, wodurch die Hauptgütekriterien der klassischen Testtheorie hinreichend erfüllt sind (Banzer u. Vogt 1995; Schreiber et al. 1996; Vogt u. Banzer 1997; Himmelreich et al. 1998; Dvir u. Prushansky 2000). Die Messungenauigkeiten bei diesem System liegen nach einer Studie von Himmelreich et al. (1998) bei 0,65%.

Die Studien von Vogt et al. (1999) und Portscher et al. (2000) konnten nachweisen, dass mit Hilfe der Ultraschalltopometrie auch bei Ganganalysen gute bis sehr gute Reproduzierbarkeiten zwischen zwei Messterminen vorhanden sind ($r \geq 0{,}92$; $p < 0{,}01$). Bei 17 Probanden wurden im Abstand von ca. 24 Stunden die Becken- und lumbalen Bewegungen beim Gehen gemessen. Mit Ausnahme der sagittalen Lumbalbewegung ($r = 0{,}79$; $p < 0{,}01$) zeigten sich hohe Übereinstimmungswerte bei den zeitlichen Kurvenverläufen.

Bei einer Bewertung der Resultate der Winkelverlaufskurven und der Bewegungsausmaße muss jedoch mehreres berücksichtigt werden. Eine Schwierigkeit bei diesem Messsystem ist die erforderliche Palpation der knöchernen Referenzpunkte für die Taststiftmarkierung bzw. für die Anbringung der Tripletts. Trotz langer Einarbeitungsphase, einer gründlichen Vorgehensweise und der Anwesenheit von mindestens zwei Untersuchern sind Abweichungen bei der Palpation von ASIS, S2 und Th12 nicht auszuschließen. Die Palpation der Knierotationszentren hingegen ist relativ leicht. Ebenfalls problematisch kann das Verrutschen der Tripletts während der Ganganalyse sein. Trotz sorgfältigster Kontrolle zwischen den einzelnen Messaufnahmen insbesondere bei Patienten mit einer Brustwirbelsäulenkyphose sind, wie die eigenen Erkenntnisse und die Studie von Vogt (2001) zeigen, geringe Verschiebungen nicht auszuschließen. Diese möglichen Unterschiede bei der

Positionierung der Ultraschallmarker beeinflussen die Untersuchungsergebnisse und verursachen Messungenauigkeiten (Bernhardt u. Banzer. 2001; Vogt 2001).

Weiterhin ist zu bedenken, dass mit Hilfe der Ultraschalltopometrie nur kombinierte Abbildungen von Weichteil-Knochen-Bewegungen von Th12 und Sakrum beim Gehen aufgezeichnet werden. Jedoch kann davon ausgegangen werden, dass externe Oberflächenmarker die Bewegungen des unter ihnen befindlichen Wirbels vergleichsweise gut messen können, insbesondere dort, wo die Weichteilgewebeschicht mit dem darunter liegenden Skelettknochen fest verbunden ist. Über die Verwendung der Tripletts ließ sich der Einfluss von Hautverschiebung zusätzlich noch reduzieren (Stokes et al. 1989; Whittle u. Levine 1995 u. 1997; Benedetti et al. 1998; Feipel et al. 2001; Vogt 2001).

Diese Schwierigkeiten sind kein ausschließliches Problem der ultraschalltopometrischen Messtechnik, sondern betreffen insgesamt die instrumentellen Ganganalysen. Trotzdem werden dreidimensionalen kinematischen Ganganalysen hohe Reliatilitäten und Reproduzierbarkeiten bescheinigt, so dass sich dieses Messverfahren zur Analyse von Bewegungen, zur Diagnostik von Bewegungsstörungen als auch zur Evaluation von Effekten von konservativen Therapien bei Erkrankungen des Bewegungsapparates anbietet (Westhoff et al. (2004)). Insgesamt kann also davon ausgegangen werden, dass beim Gehen mit Hilfe dieses Systems die relativen Bewegungen zwischen Th12 und Sakrum ausreichend reliabel und valide gemessen werden können (Schreiber et al. 1994; Vogt u. Banzer 1997; Vogt 2001).

Im Sinne des Forschunginhaltes dieser Studie wäre es sicherlich von Interesse gewesen, die genauen Bewegungen der einzelnen lumbalen Wirbel beim Gehen abzuleiten. Hierzu hätten z.B. wie in den Studien von Steffen et al. (1997) und Degreif et al. (1998) die Messaufnehmer transkutan mit den Dornfortsätzen verbunden sein müssen. Diese invasive Methode ist bisher jedoch noch bei keiner Ganganalyse angewendet worden, was sicherlich auch mit der hohen Belastung der teilnehmenden Probanden und dem damit verbundenen großen Aufwand zu erklären ist. Es sind keine weiteren Messinstrumente zur genauen Aufzeichnung von segmentalen Bewegungen in der Wirbelsäule für die Ganganalyse bekannt, so dass hierauf in dieser Studie verzichtet werden musste.

7.1.1.2 Vergleichbarkeit der Untersuchungsergebnisse mit anderen Studien

Bei einer Analyse des Forschungsstandes in Bezug auf kinematische Ganganalysen muss berücksichtigt werden, dass unterschiedlichste Messverfahren für die Aufzeichnung kinematischer Parameter angewandt werden. So werden z.B. Rumpf-, Becken- und Hüftbewegungen mit Hilfe von Goniometern (Feipel et al. 2001) oder auch verschiedenen Videosystemen gemessen, wobei die Kameras die vollzogenen Körperbewegungen über passive lichtreflektierende (Whittle u. Levine 1997; Nymark et al.2005) oder über aktive optoelektrische Marker (Thorstensson et al 1984; Stokes et al. 1989; Krebs et al 1992; van Emmerik u. Wagenaar 1996; Callaghan et al. 1999; Syczewaska et al. 1999; Selles et al. 2001; Lamoth et al. 2002) aufzeichnen. Beim ultraschalltopometrischen Messverfahren werden die Körperbewegungen mit Hilfe von speziellen Markern, die Ultraschallwellen aussenden, ermittelt (Dalichau et al. 1999; Vogt et al.1998, 2000, 2001).

Für diese Messverfahren werden also Marker bzw. Sender entweder auf die Haut geklebt oder sie befinden sich auf sogenannten Tripletts, welche mit Hilfe von Gurten am Körper befestigt werden. Innerhalb der Studien werden jedoch unterschiedliche anatomische Referenzpunkte für die Marker bzw. Triplettfixierung genannt, so dass niemals genau die gleichen Winkel gemessen werden. Weiterhin werden die Ergebnisse durch die jeweils studieneigene Definitionen der gemessenen Winkel bestimmt. Dies hat zur Folge, dass die Positionsverschiebungen in den Körpersegmenten z.T. in Bezug zu den absoluten Raumkoordinaten, zur individuellen Neutralstellung oder auch in Relation zu einem anderen Körpersegment angegeben werden, was die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse beeinträchtigt.

Ein weiterer erschwerender Punkt für die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse sind die unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten bei den Messungen. So existieren einmal Studien, bei denen die Probanden in einer selbst ausgewählten, z.B. in einer als angenehm empfundenen, Geschwindigkeit gehen und andere, bei denen Geschwindigkeiten vorgegeben werden. Wie nachgewiesen wurde, beeinflussen Geschwindigkeiten das Ausmaß der kinematischen Ergebnisse (Thorstensson et al. 1984; Stokes et al. 1989; Crosbie et al 1997a; Dalichau et al.1998, Taylor et al. 2001). Zu berücksichtigen ist bei dem durchgeführten Vergleich der studieneigenen Werte mit anderen Forschungsergebnissen, dass die meisten Messungen bei einer Geschwindigkeit zwischen 4 km/h und 5,5 km/h durchgeführt wurden.

Die Ergebnisse der anderen Studien sollten sich insofern bei oder zwischen unseren Messergebnissen des langsamen und zügigen Gehens einfügen.

Anthropometrische Faktoren wie Körpergröße (Murray et al. 1964), Alter (Thurston u. Harris 1983; Crosbie et al. 1997a; Benedetti et al. 1998; Kavanagh et al. 2004) und Geschlecht (Crosbie et al. 1997a) wirken sich ebenfalls auf die durchgeführten Bewegungsausmaße aus. Hier besteht auch keine Übereinstimmung zwischen den Studien.

Mehrere Forschungsarbeiten können nachweisen, dass Schmerzen beim Gehen Schrittlängen, Dauer der monopedalen Standphasen und Gehgeschwindigkeiten negativ beeintächtigen (Keefe u. Hill 1985; Moe-Nilssen et al. 1993; Arendt-Nielson et al. 1995; Al-Obaidi et al 2003; Taylor et al. 2004). Ebenfalls werden kinematische Parameter wie Bewegungsausmaße, Beschleunigungsverhalten der lumbalen Bewegungen, Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten und zeitliche Verläufe durch Schmerzen verändert (Moe-Nilssen et al. 1993; Vogt 2001; Taylor et al. 2004). Es werden Unterschiede bei dem Bewegungsverhalten von Patienten in der akuten Schmerzphase und solchen, die gerade aus der akuten Phase heraus sind, nachgewiesen (Taylor et al. 2004). Und sogar nur die Angst vor oder auch die Erwartung von Schmerzen beeinflussen die als angenehm empfundenen Ganggeschwindigkeiten und damit die Kinematik (Al-Obaidi et al 2003). Diese Studienergebnisse zeigen, dass der Schmerzgrad und die Dauer von Schmerzen das Gangverhalten von Patienten beeinflusst. Da hier nur teilweise Übereinstimmungen zwischen den Studien mit Rückenpatienten im Vergleich zu der hier durchgeführten existieren, ist somit auch die Wertigkeit eines Vergleichs der eigenen Studienergebnisse mit anderen Forschungsarbeiten kritisch einzuschätzen. Sowohl die Wahl der Probanden wie auch der Messverfahren scheint also die gemessenen kinematischen Parameter vielfältig zu beeinflussen.

7.1.2 Ergebnisse

7.1.2.1 Bewegungsausmaße

7.1.2.1.1 Hüfte und Oberschenkel

Vergleich der studieneigenen Ergebnisse der Rückengesunden mit anderen Studien

Das gemessene durchschnittliche **sagittale** Bewegungsausmaß in der Hüfte von knapp 40° beim langsamen Gehen findet sich in sehr guter Übereinstimmung mit den in der Literatur

angegebenen Gesamtbewegungsausmaßen (Crosbie et al.1987; Kadaba et al.1989; Soderberg 1997; Benedetti et al. 1998; Vogt 2001; Götz-Neumann 2003; Perry 2003; Nymark et al. 2005). Auch für die **frontalen** Hüftbewegungsausmaße finden sich ähnliche Ergebnisse bei Soderberg (1997) und Perry (2003). Bei Kadaba et al. (1989) und Benedetti et al. (1998) werden kleinere Rotationen der Hüfte um die sagittale Achse angeben. Bei den **transversalen Bewegungen** der Hüfte wurde in dieser Studie ein Rotationsausmaß von 14°-15° gemessen. Von Perry (2003) werden diese bestätigt und auch Soderberg (1997) und Götz-Neumann (2003) geben einen Unterschied von Innenrotation zur Außenrotation von 13° an. Bei Kadaba et al. (1989) und Benedetti et al. (1998) fallen die Werte geringer aus.

Tabelle 119: Zwischen rechts und links gemittelte sagittale (Flex: Flexion, Ext: Extension), frontale (Abd: Abduktion, Add: Adduktion) und transversale (AR: Außenrotation, IR: Inntenrotation) Hüftbewegungen in Grad° innerhalb der drei Gehvarianten (langsam, zügig und bergauf) von Rückengesunden (n = 15) und Rückenpatienten (n= 15).

	Rückengesunde						**Rückenpatienten**					
	Sagittal		Frontal		Transversal		Sagittal		Frontal		Transversal	
Gehvariante	Flex	Ext	Abd	Add	AR	IR	Flex	Ext	Abd	Add	AR	IR
Langsam	23,4°	16,3°	7.1°	6.7°	4.4°	9.7°	24.7°	12.7°	8°	5.9°	4.7°	10.1°
Zügig	27.3°	19°	8.8°	7.7°	5.1°	10.3°	26.1°	16.6°	9.2°	7.2°	7°	11.3°
Bergauf	36.8°	17.2°	8.6°	7.5°	4.7°	9.9°	37.8°	13.4°	8.4°	6.2°	5.2°	10.3°

Tabelle 120: Zwischen rechts und links gemittelte dreidimensionale Hüftbewegungsausmaße (ROM in Grad°) beim langsamen, zügigen und Bergaufgehen von Rückengesunden (n = 15) und Rückenpatienten (n= 15) ; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde			**Rückenpatienten**		
Gehvariante	Sagittal	Frontal	Transversal	Sagittal	Frontal	Transversal
Langsam	39.6°	13.8°	14°	37.4°	13.8°	14.8°
Zügig	46.3°	16.6°	15.4°	43.9°	16.4°	18.3°
Bergauf	54°	16.1°	14.6°	51.2°	14.4°	15.5°

Die hier in der Studie berechneten Werte für die sagittalen Oberschenkelbewegungen entsprechen denen von Perry (2003) angegebenen Bewegungsausmaßen beim normalen Gehen.

Tabelle 121: Zwischen rechts und links gemittelte sagittale (Flex: Flexion, Ext: Extension) Oberschenkelbewegungen in Grad° innerhalb der drei Gehvarianten (langsam, zügig und bergauf) von Rückengesunden (n = 15) und Rückenpatienten (n= 15) ; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde			Rückenpatienten		
Gehvariante	Flex	Ext	ROM	Flex	Ext	ROM
Langsam	20.3	18.7°	38.9	21.0	15.1	37.4
Zügig	22.4	22.5	44.8	21.7	19.6	41.3
Bergauf	32.7	20.4	53.1	32.7	17.13	49.8

Vergleich zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

Die interessantesten Ergebnisse dieser Studie in Bezug auf die Bewegungsausmaße ergaben sich für die sagittalen Hüft- und Oberschenkelbewegungen. Hier zeigten sich bei allen drei Gangtestungen (langsam, zügig, bergauf) signifikant kleinere Bewegungen von 3°- 4° bei den Rückenpatienten.

Nur Vogt (2001; et al. 2001) hat für die sagittale Ebene die Hüftbewegungen von Rückengesunden und chronischen Rückenpatienten beim Gehen untersucht. In den Studien von Vogt fallen die Unterschiede zwischen den Gruppen noch erheblich deutlicher aus. Durchschnittlich wurde hier bei den Patienten bilateral ein um 12° reduziertes Bewegungsausmaß gemessen. Vielleicht lässt sich diese Diskrepanz zu den eigenen Studienergebnissen durch ein unterschiedliches Messverfahren (Vogt hat die Hüftbewegungen mit einem Goniometer gemessen) wie durch ein noch größeres Schmerzvermeidungsverhalten der Patienten von Vogt (2001, et al. 2001) erklären, da diese durch akute Schmerzen in ihrem Gangverhalten beeinträchtigt waren.

Andere Studien untersuchen den Einfluss von Rückenschmerzen auf Schrittlängen und selbst gewählte Geschwindigkeiten. Es konnte nachgewiesen werden, dass Rückenpatienten ein langsameres Gehtempo als angenehm empfinden, bzw. bei gleicher Geschwindigkeit kürzere Schrittdauer und –längen bevorzugen. Diese Veränderungen wurden sowohl bei akuten und chronischen Rückenschmerzpatienten als auch bei Patienten mit lumbalen Instabilitäten und Nervenwurzelkompressionen festgestellt (Dananberg 1997; Khodadadeh et al. 1998; Vogt 2001; Taylor et al. 2004). Patienten scheinen durch langsamere Gehgeschwindigkeiten größere Bodenreaktionskräfte zu vermeiden und dadurch die einwirkende Belastung auf die lumbalen Strukturen zu verringern (Taylor et al. 2003). Die oben genannten reduzierten Schrittlängen der Rückenpatienten bei gleichen Geschwindigkeiten können die in dieser

Studie gemessenen verkleinerten Extensionsbewegungen des Oberschenkels und des Hüftgelenkes erklären.

Die hier gewonnenen Studienergebnisse lassen davon ausgehen, dass die Patienten bei größeren Geschwindigkeiten verminderte Hüft- und Oberschenkelextensionen durch Zunahme der transversalen Rotationen innerhalb der Hüfte ausgleichen. Beim Bergaufgehen scheinen die sagittalen Einschränkungen zu einer Reduzierung der frontalen Hüftbewegungen zu führen (vgl. hierzu auch die Beckenbewegungen). Insgesamt fallen die Unterschiede innerhalb der sagittalen Hüftbewegungen bei der zügigen Gehgeschwindigkeit zwischen den beiden Gruppen am deutlichsten auf, was insofern nicht erstaunlich ist, da beim langsameren Gehen kleinere Schritte und damit geringere Streckbewegungen innerhalb der Hüfte benötigt werden.

In diesem Zusammenhang ist ebenfalls die erstmalig zusätzlich zu einer Gangstudie durchgeführte Dehntestung der Hüftextensionsmuskeln bei den Probanden interessant. Hier konnte nachgewiesen werden, dass bei den Patienten nicht nur eine funktionell reduzierte Hüftextension beim Gehen existiert, sondern eine allgemeine signifikant eingeschränkte Dehnfähigkeit des M. iliopsoas vorliegt. Obwohl vielfach von einem Zusammenhang zwischen eingeschränkter Hüftbeweglichkeit und der Entstehung von Rückenschmerzen ausgegangen wird (Janda 1986; Heel 2001; Gibbons et al. 2002) und die Dehnung bzw. Entspannung dieser Muskulatur zur Grundlage fast jeder Therapie gehört (Fleischhauer et al. 2002), sind erstaunlicherweise keine Studien gefunden worden, die die sagittalen Hüftbeweglichkeiten von Rückenpatienten genauer untersuchen.

So lässt sich insgesamt ableiten, dass die Rückenpatienten als Schmerzvermeidungsstrategie kleinere Schritte und damit auch kleinere Hüftextensionsbewegungen durchführen. Der Zeitpunkt beginnender Dysfunktion lässt sich mit Hilfe dieser Studie jedoch nicht bestimmen. Verändertes Bewegungsverhalten in der Hüfte mag sich schon vor dem akuten Stadium in der Hüfte eingeschlichen haben (evtl. haben diese sogar zur Entstehung der Pathologie im lumbalen Bereich geführt) oder ist die Folge von bestehenden Schmerzen. Die Studienergebnisse zeigen auf jeden Fall, dass chronische Bandscheibenpatienten Defizite bei dem Extensionsausmaß in der Hüfte sowohl beim Dehntest als auch beim Gehen aufweisen. In der Akutphase mag dieses fehlende Ausnutzen der Hüftbeweglichkeit beim Gehen für die Patienten funktionell gewesen sein, langfristig jedoch führt dies (bei keiner anderen

Alltagsbewegung werden so große Ausmaße an Hüftstreckung benötigt) zu allgemeinen strukturellen Veränderungen innerhalb der Hüftmuskulatur. Daraus evtl. entstehende chronifizierte Bewegungseinschränkungen werden zu bindegewebig-knöchernen Beweglichkeitsdefiziten, die nur schwer therapierbar sind (Freiwald u. Engelhardt 1994 u. 1996; Heel 2001).

7.1.2.1.2 Becken

Vergleich der studieneigenen Ergebnisse der Rückengesunden mit anderen Studien

Die für die **sagittalen** Beckenbewegungen gewonnenen Ergebnisse zeigen sich in guter Übereinstimmung zu der Vergleichsliteratur. Die Gesamtbewegungswerte (ROM) der sagittalen Beckenrotationen befinden sich zwischen 3° und 5° (Kadaba et al. 1989; Crosbie et al. 1997 a u. b; Benedetti et al. 1998; Dalichau et al. 1998; Vogt 2001, et al. 2001; Perry 2003; Taylor et al. 2004; McIntosh et al 2006). Wie bei fast allen anderen Studien bewegt sich das Becken auch bei den hier gewonnenen Messdaten im Vergleich zur Neutralposition permanent in einer Flexionsposition beim Gehen.

Die **frontalen** Bewegungsausmaße dieser Studie fügen sich ebenfalls in die bisher gewonnenen Forschungsergebnisse ein. Hier liegen die ermittelten Gesamtbewegungsausmaße (ROM) zwischen 5° und 8° (Thurston u. Harris 1983; Kadaba et al. 1989; Stokes et al 1989; Crosbie et al.1997; Benedetti et al. 1998; Dalichau et al. 1998; Vogt 2001; Perry 2003; Taylor et al. 2004; Lamoth et al 2006; McIntosh et al.2006).

Bei den **transversalen** Beckenbewegungen fallen die Unterschiede der innerhalb der Literatur angegebenen Werte größer aus (Kadaba et al. 1989; Crosbie et al. 1997; Benedetti et al.1998; Dalichau et al. 1998; Vogt 2001; Götz-Neumann 2003; Perry 2003; Taylor et al. 2004; Lamoth et al. 2006; McIntosh et al. 2006). So messen Dalichau et al. (1998), Crosbie et al. (1997 a u. b) und Benedetti et al. (1998) gerade mal ein Gesamtrotationsausmaß von 4,5° bzw. 5°, Vogt (2001) von ca. 6°, und andere (Götz-Neumann 2003; Perry 2003 und McIntosh et al. 2006) geben 10° an. Die Angaben von Lamoth et al. (2006b) für die Bewegungsausmaße bei den Geschwindigkeiten (v = 3.8 km/h und v = 5,4 km/h) decken sich gut mit den Ergebnissen dieser Studie. Weniger zu erklären sind die Unterschiede bei den gemessenen transversalen Beckenbewegungen von Dalichau et al. (1998) und Vogt (2001) zu dieser Studie. In beiden Studien wurde fast die identische Messtechnik verwandt wie hier.

Während in den anderen Bewegungsebenen ähnliche Werte gemessen wurden, sind in dieser transversalen Ebene die Abweichungen gravierend.

Tabelle 122: Zwischen rechts und links gemittelte sagittale (Flex: Flexion, Ext: Extension), frontale (Cau: Caudale, Cran: Craniale) und transversale (post: posteriore, ant: anteriore) Beckenbewegungen in Grad° innerhalb der drei Gehvarianten (langsam, zügig und bergauf) von Rückengesunden (n = 15) und Rückenpatienten (n =15).

	Rückengesunde						**Rückenpatienten**					
	Sagittal		Frontal		Transversal		Sagittal		Frontal		Transversal	
Gehvariante	Flex	Ext	Cau	Cran	Post	Ant	Flex	Ext	Cau	Cran	Post	Ant
Langsam	4.5°	-0.9°	3.4°	3.8°	4.5°	2,9°	5.8°	-1.0°	3.1°	4.3°	4.6°	4.3°
Zügig	6.1°	-1.0°	5.0°	4,7°	6.9°	5.8°	6.6°	-0.5°	4.1°	5.3°	7.1°	7.9°
Bergauf	6.8°	-1.8°	4.6°	4.2°	4.4°	3.0°	7.3°	-2.1°	3.1°	4.2°	4.2°	4.4

Tabelle 123: Dreidimensionale Beckenbewegungsausmaße (ROM in Grad°) beim langsamen, zügigen und Bergaufgehen von Rückengesunden (n = 15) und Rückenpatienten (n =15) ; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde			**Rückenpatienten**		
Gehvariante	Sagittal	Frontal	Transversal	Sagittal	Frontal	Transversal
Langsam	3.6°	7.2°	7.4°	4.8°	7.4°	8.9°
Zügig	5.3°	9.7°	12.6°	6.1°	9.5°	15°
Bergauf	5°	8.9°	7.4°	5.1°	7.2°	8.6°

Vergleich zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

Insgesamt ergeben sich bei einem Vergleich der Bewegungsausmaße des Beckens nur wenige signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Die Messergebnisse zeigen, dass die Rückenpatienten sagittal größere Bewegungen mit dem Becken durchführen, welches zudem durchschnittlich gesehen noch mehr nach ventral gekippt ist. Vor allem in der terminalen Standphase und der Vorschwungphase (30-60% des Gangzyklus) lassen sich bei den Rückenpatienten vermehrte Beckenflexionen feststellen (vgl. Graphik im Anhang). Im Zusammenhang mit den Ergebnissen für die Hüftbewegungen könnte diese so interpretiert werden, dass in diesem Zeitraum des Gangzyklus bei den Rückenpatienten der sagittale Hüftwinkel sowohl durch zunehmende Ventralkippung des Beckens wie durch eine reduzierte Oberschenkelstreckung verkleinert wird.

Innerhalb der Diskussion der Hüftbewegungen wurde vermutet, dass fehlende Hüftstreckungen beim Gehen über Ausweichbewegungen der Hüfte kompensiert werden. Gleiches könnte für die Beckenbewegungen gelten. So könnte es sein, dass bei den Patienten beim Bergaufgehen die signifikant kleineren frontalen und beim schnelleren Gehen die größeren transversalen Beckenbewegungen dadurch bedingt sind.

Bisher haben nur wenige Studien die Beckenbewegungsausmaße von akuten (Taylor et al. 2003 u. 2004) bzw. chronischen (Vogt 2001 u. et al. 2001; Lamoth et al. 2002, 2006a, 2006b) Rückenpatienten untersucht. Die Ergebnisse dieser Studien fallen insgesamt uneinheitlich aus, so dass auch die studieneigenen Ergebnisse nur bedingt bestätigt werden. Vogt (2001) findet keinerlei Unterschiede in den Bewegungsausmaßen zwischen seinen beiden untersuchten Gruppen, jedoch entspricht seine gewählte Geschwindigkeit von 4,5 km/h eher einem langsamen Tempo. Lamoth et al. (2002) untersuchen lediglich in der transversalen Ebene die Beckenbewegungen. Bei einer Geschwindigkeit von 5,4 km/h finden sie im Gegensatz zu dieser Studie signifikant kleinere Rotationsbewegungen im Becken bei den Rückenpatienten. Taylor et al. (2004) vergleicht die Beckenbewegungen von Rückenpatienten in der Akutphase zu einer schmerzfreien Phase bzw. mit einer rückengesunden Kontrollgruppe. Bei gleichen Geschwindigkeiten zeigen die Patienten in der schmerzfreien Phase vergrößerte Bewegungsamplituden in allen drei Ebenen im Vergleich zu den Patienten in der Akutphase wie auch zur Kontrollgruppe. Es besteht aber lediglich ein signifikanter Unterschied transversal zu den schmerzgeplagten Patienten.

Obwohl eine statistische Auswertung nur wenige signifikante Ergebnisse bei den Beckenbewegungen zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten zeigten, erscheint aber vor allem das vergrößerte Ausmaß der Beckenkippung bei den Patienten beachtenswert zu sein.

7.1.2.1.3 Lendenwirbelsäule

Vergleich der studieneigenen Ergebnisse der Rückengesunden mit anderen Studien

Die Werte der **sagittalen** LWS–Bewegungen anderer Studien zeigen sich in recht guter Übereinstimmung zu den hier gemessenen. So werden von anderen Autoren zwischen 3° und 6° an sagittalen lumbalen Bewegungsausmaßen angegeben (Thurston u. Harris 1983; Crosbie et al 1997a; Dalichau et al. 1998; Feipel et al. 2001; Taylor et al. 2001 u. 2004). Vogt (2001) misst mit 2,3° einen geringeren Wert, jedoch bestimmt er nur die unteren thorakalen

Bewegungen unabhängig von der Beckenposition. Wie auch bei anderen Studien gemessen, befindet sich die Lendenwirbelsäule beim Gehen in einer permanenten, aber nicht immer gleich ausgeprägten Flexionsposition (Thorstensson et al. 1984; Callaghan et al. 1999; Syczewska et al.1999; Saunders et al. 2004).

In der **frontalen** Ebene fügen sich die eigenen Ergebnisse in die Studien von Crosbie et al. (1997a) und Taylor et al. (2001 u. 2004) ein. Die Werte von Dalichau et al. (1998) und Saunders et al. (2005) fallen zwischen 5° und 6° geringer aus. Thurston und Harris messen relative Bewegungen zwischen Th12 und L4 von 8,5°. Vogt (2001) hingegen gibt nur einen Wert von 2,8° an. Hier ist aber wiederum zu bedenken, dass er die alleinigen thorakalen Ausmaße ohne die Beckenbewegungen vorstellt. Erstaunlich bei den eigenen Werten ist jedoch, dass bei der Lateralflexion eine klare Tendenz nach rechts existiert. Hierfür gibt es eigentlich keine Erklärung.

In der **transversalen** Ebene fallen die hier gemessenen Rotationswerte wie auch schon bei den Beckenbewegungen im Vergleich zu anderen Studien relativ groß aus**.** Andere Autoren berichten von einem Rotationsausmaß zwischen 3° und 8,3° (Thurston u. Harris 1989; Crosbie et al.1997; Dalichau et al. 1998; Taylor 2001). Lediglich Feipel et al. (2001) messen ein Bewegungsausmaß zwischen 11° und 13°. Insgesamt wird bei den in der Studie benutzten Geschwindigkeiten von einer gegensätzlichen Rotationsrichtung zwischen den Körpersegmenten Becken und Th12 ausgegangen (van Emmerik u. Wagenaar 1996; Selles et al.2001; Lamoth et al. 2006).

Tabelle 124: Sagittale (Flex: Flexion, Ext: Extension), frontale (LatL: Lateralflexion nach links, LatR: Lateralflexion nach rechts) und transversale (post: postior; ant: antior) LWS- Bewegungen in Grad° innerhalb der drei Gehvarianten (langsam, zügig und bergauf) von Rückengesunden (n= 15) und Rückenpatienten (n=15).

	Rückengesunde						Rückenpatienten					
Gehvariante	Ext	Flex	LatL	LatR	Post	Ant	Ext	Flex	LatL	LatR	Post	Ant
Langsam	3.4°	1.4°	0.6°	7.6°	4.8°	7.1°	6.1°	0.1°	-0.6°	7.4°	5.1°	7.1°
Zügig	4.1°	2.4°	4.6°	8.3°	7°	7.3°	6°	1.2°	2.9°	8.4°	7.9°	7.8
Bergauf	7.3°	- 0.7°	2.7°	8.4°	6.7°	8.6°	6.4°	0.3°	3°	6°	8.8°	7.4°

Tabelle 125: Dreidimensionale Bewegungsausmaße (ROM in Grad°) zwischen Becken und Th12 beim langsamen, zügigen und bergauf Gehen von Rückengesunden (n= 15) und Rückenpatienten (n=15).

	Rückengesunde			Rückenpatienten		
Gehvariante	Sagittal	Frontal	Transversal	Sagittal	Frontal	Transversal
Langsam	4.8°	8.2°	11°	6°	6.8°	12.2°
Zügig	6.5°	12.9°	14.3	7.2°	11.3°	15.7°
Bergauf	6.5°	11°	15.3°	6.2	9°	16.2°

Vergleiche zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

Es ergaben sich für die relativen Bewegungen zwischen Becken und Th12 bei keiner der drei Gangvarianten signifikante Unterschiede zwischen Rückenpatienten und Rückengesunden. Weder die Vergleiche der Amplituden noch der Extremwerte zeigten in dieser Studie signifikante Differenzen zwischen den Gruppen auf.

Auffällig sind lediglich die sagittalen Bewegungen, wo beim langsamen und zügigen Gehen die Lendenwirbelsäule bei den Patienten mehr extendiert ist. Beim langsamen Gehen ergeben sich hier fast signifikante Wahrscheinlichkeiten ($p = 0.053$) für ein unterschiedliches Bewegungsverhalten der Patienten. Weiterhin bleibt bei dieser Gruppe im Gegensatz zu den Rückengesunden das Extensionsausmaß in der Lendenwirbelsäule unabhängig von der Geschwindigkeit und der Steigung mit ungefähr 6° (vgl. Tabelle) gleich. Dies könnten Indizien dafür sein, dass bei den Rückenpatienten notwendige Körperschwerpunktverlagerungen über abnehmende oder zunehmende Ventralneigung fehlen und sie in der sagittalen Ebene ein steiferes und mehr extendiertes Bewegungsverhalten aufweisen.

Bei den Vergleichsstudien fehlen ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen Rückengesunden und Patienten bei den relativen Bewegungen zwischen Becken und Th12 (Vogt 2001 u. et al. 2001, Taylor et al. 2003 u. 2004; Lamoth; et al. 2003, 2004, 2006a, 2006b). Im Gegensatz zu dieser Studie findet Taylor et al. (2004) hingegen eher auffällig vergrößerte Lateralflexion in der Lendenwirbelsäule. In diesen Studien werden jedoch auch nur die Gesamtbewegungsausmaße und nicht die minimalen bzw. maximalen Extrema miteinander verglichen.

Insgesamt muss bei der Interpretation der statistischen Ergebnisse der Bewegungsausmaße folgendes berücksichtigt werden:

- Bei dem gruppengemittelten Vergleich der Bewegungsausmaße heben sich die in entgegengesetzten Richtungen auftretenden Extremwerte gegenseitig auf. Bei den Rückenpatienten bestehen zwar häufig veränderte Bewegungsausmaße, welche jedoch nicht zwangsläufig in einer Richtung abweichend sind. Lediglich bei den Hüftbewegungen scheinen sich die Patienten allgemein durch eingeschränkte Hüftextensionen zu kennzeichnen, wodurch sich dann auch signifikante Unterschiede ergeben.
- Durch die extrem hohen Varianzen insbesondere innerhalb der Gruppe der Rückenpatienten entstehen große Standardabweichungen, was dazu führte, dass selbst größere Unterschiede bei den Bewegungsausmaßen nicht signifikant werden.
- Bei kleinen Bewegungen, wie z.B. bei den sagittalen Beckenbewegungen mit einem Gesamtbewegungsausmaß von 5°, wurden extrem hohe Standardabweichungen gemessen, die eine Auswertung der Messergebnisse schon fast unzulässig machen.

Insgesamt hat sich der Vergleich der Bewegungsausmaße mit Ausnahme der Hüftbewegungen als kein besonders effektives Messinstrument erwiesen, typische Unterschiede im Gangverhalten zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten herauszufinden. Auch in anderen Studien wird die Auswertung der Bewegungsausmaße als eine veraltete Methode bezeichnet, die sich als nicht sinnvoll erwiesen hat (Whittle u. Levine 1996; Wadell 1998). Die fehlenden Unterschiede bei den Bewegungsausmaßen begründen sich vielleicht neben den statistischen Ursachen einmal durch fehlende Notwendigkeiten, sich beim Gehen in den Gelenken endgradig zu bewegen und zum anderen dadurch, dass beim Gehen die Lendenwirbelsäule nicht den größten Belastungen ausgesetzt ist. Andere Untersuchungen mit Rückenpatienten finden bei Alltagsbewegungen wie Aufstehen und Hinsetzen, sich mit maximal flektierter Wirbelsäule niederbeugen wie bei endgradig durchgeführten Bewegungen signifikante Unterschiede bei Bewegungsausmaßen und –koordinationen in der Hüft-, Becken- und Lendenregion zu den Kontrollgruppen (Porter u. Wilkinson 1997; Wong u. Lee 2004; Shum et al. 2005). Die oben genannten Bewegungen sind jedoch für die Wirbelsäule belastender und somit auch schmerzauslösender. Die Hüft- und Oberschenkelextensionen sind in der untersuchten Region die einzigen Bewegungen beim Gehen, die in den Gelenken endgradig verlaufen sollten. Eingeschränkt wird die Hüftstreckung z.B. über ungenügende Flexibilitäten des M. psoas, der wiederum unter Dehnbelastung unmittelbaren Zug auf die Wirbelkörper ausübt, was bei segmental instabilen Gelenken evtl. problematisch sein kann.

7.1.2.2 Individuelle Bewegungsvariabilitäten

Vergleich der studieneigenen Ergebnisse der Rückengesunden mit anderen Studien

Mit Hilfe des Variationskoeffizienten von Winter (1983) wurden die Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten bei den kinematischen Bewegungen beim Gehen untersucht.

Bei einer Betrachtung der studieneigenen Ergebnisse fällt auf, dass bei den Rückengesunden das Ausmaß der intraindividuellen Variabilitäten zwischen den Schritten personenabhängig extrem unterschiedlich ausfällt. Dies gilt insbesondere für die langsamen Gehgeschwindigkeiten. Weiterhin lassen die Ergebnisse erkennen, dass anscheinend typische Unterschiede zwischen einzelnen Bewegungsebenen existieren. So bewiesen sich bei allen drei Gangtestungen die Hüftbewegungen, insbesondere dabei die sagittalen, als sehr koordiniert im Sinne der Gleichmäßigkeit der durchgeführten Bewegungen. Aber auch bei den frontalen Becken- wie den transversalen LWS-Bewegungen wurden relativ geringe Bewegungsvariabilitäten gemessen. Im Gegensatz dazu bewegten sich die rückengesunden Probanden innerhalb der sagittalen und transversalen Becken- bzw. sagittalen und frontalen LWS- Bewegungen bedeutend variabler.

Für die Hüftbewegungen hat lediglich Winter (1991) ebenfalls das Ausmaß der intraindividuellen Variabilitäten von rückengesunden Probanden berechnet. So werden für die Fuß-, Knie- und Hüftgelenke intraindividuelle Variabilitäten zwischen 7% und 25% angegeben, wobei der Wert für die Hüfte mit 12% fast identisch zu dem in dieser Studie ermittelten liegt.

Für die pelvikalen und lumbalen Bewegungen hat nur eine weitere Studie die Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten beim Gehen bestimmt (Vogt 2001). Die Ergebnisse hier sind insofern erstaunlich, als die berechneten Bewegungsvariabilitäten bedeutend niedriger ausfallen als in dieser Studie. Bei Vogt (2001) liegen die für Rückengesunde angegebenen Variationskoeffizienten gerade mal zwischen 9% und 12.4%. Erklären lässt sich die Diskrepanz vielleicht dadurch, dass Vogt (2001) zufällig Probanden untersucht hat, die sich durch höhere Bewegungsstabilitäten beim langsamen Gehen kennzeichnen, was aufgrund der großen interindividueller Unterschiede möglich erscheint.

Das Ausmaß der intraindividuellen Variabilitäten scheint nach den hier gewonnenen Ergebnissen bei den Rückengesunden in einem Abhängigkeitsverhältnis zur Geschwindigkeit zu stehen, wobei die Bewegungsvariabilität mit höherer Geschwindigkeit abnimmt. Ein

Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und einem generellen Ausmaß an Variabilitäten innerhalb von Rumpfbewegungen wird von anderen Forschungen bestätigt (Dingwell u. Marin 2006; Lamoth et al. 2006; Kang u. Dingwell 2008). Diese Abnahme an Bewegungsvariabilitäten lässt sich dadurch erklären, dass beim schnelleren Gehen größere Muskelaktivitäten und zunehmende Ökonomisierung der Bewegung erforderlich werden.

Tabelle 126: Intraindividuelle Variabilitäten (CV) innerhalb der zwischen rechts und links gemittelten Hüftbewegungen, der Becken- und der LWS- Bewegungen beim langsamen, zügigen und Bergaufgehen von Rückengesunden und Rückenpatienten; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde			Rückenpatienten		
	Hüfte					
Gehvariante	Sagittal	Frontal	Transversal	Sagittal	Frontal	Transversal
Langsam	0.11	0.15	0.26	0.1	0.15	0.25
Zügig	0.11	0.16	0.26	0.10	0.17	0.22
Bergauf	0.10	0.16	0.26	0.09	0.17	0.22
	Becken					
Langsam	0.49	0.26	0.63	0.19	0.22	0.49
Zügig	0.29	0.22	0.39	0.19	0.25	0.32
Bergauf	0.22	0.27	0.79	0.21	0.25	0.57
	LWS					
Langsam	0.52	0.67	0.20	0.28	0.37	0.18
Zügig	0.41	0.60	0.20	0.31	0.61	0.18
Bergauf	0.59	0.85	0.18	0.27	0.30	0.15
	Hüft-, Becken- u. LWS- Bewegungen					
Langsam	0.32			0.22		
Zügig	0.26			0.23		
Bergauf	0.34			0.23		

Vergleich zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

In dieser Studie ergaben sich innerhalb der sagittalen Hüftbewegungen signifikant größere Bewegungsstabilitäten bei den Rückenpatienten als bei den Rückengesunden. Es existieren für die Untersuchung der Bewegungsvariabilitäten in der Hüfte keine Vergleichsstudien. Lamoth et al. (2008) fanden jedoch heraus, dass Rückenpatienten signifikant geringer in ihren Schrittlängen beim Gehen variieren. Da über das Ausmaß der Schrittlänge auch die sagittalen Hüftbewegungen beeinflusst werden, wird so das Ergebnis dieser Studie indirekt bestätigt.

Eine Betrachtung der lumbalen und pelvikalen Ergebnisse zeigt, dass vor allem in den Ebenen, wo Rückengesunde besonders hohe Bewegungsvariabilitäten aufweisen, die Patienten ein weniger flexibles Gangverhalten besitzen. Dies gilt für die sagittalen und transversalen Becken- wie für die sagittalen und frontalen LWS- Bewegungen. Bei allen drei Gangtestungen zeigen sich bei einer Betrachtung der gesamten Bewegungsvariabilitäten

geringere Variabilitäten bei den Bandscheibenpatienten, wobei sich sowohl beim langsamen Gehen in der Ebene als bergauf signifikante Gruppenunterschiede ergaben. Rückenpatienten zeichnen sich also gerade beim langsamen Gehen durch größere Bewegungskonstanzen aus.

Lediglich die Studie von Vogt (2001) untersucht mit den gleichen Mess- und Analyseinstrumenten das Ausmaß an intraindividuellen Variabilitäten in den pelvikalen und lumbalen Bewegungen bei Rückengesunden und chronischen Rückenpatienten. In seiner Forschungsarbeit ergaben sich bei den Patienten im Vergleich zu den Rückengesunden in allen pelvikalen und thorakolumbalen Ebenen erhöhte Bewegungsinstabilitäten, womit gegensätzliche Ergebnisse zu der hier durchgeführten Studie erzielt wurden.

Bei den hier ermittelten Werten ist weiterhin auffällig, dass im Gegensatz zu den Rückengesunden das Ausmaß der Bewegungsvariabilitäten trotz veränderter Testbedingungen wie Geschwindigkeiten und Steigungen immer gleich hoch ausfällt. Rückenpatienten oder auch ältere Menschen gehen bei freier Wahl langsamer als Vergleichsgruppen. Rückengesunde reduzieren ihre Geschwindigkeiten ebenfalls, wenn sie sich auf rutschigen oder glatten Untergründen bewegen. (Kodadadah 1989; Winter et al. 1990; Vogt 2001; Lamoth et al. 2006; Kang u. Dingwell 2008). Bei den Rückengesunden scheinen nach den hier gewonnenen Ergebnissen jedoch langsame Geschwindigkeiten im Gegensatz zu den Rückenpatienten vielfach zu vergrößerten Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten innerhalb der Bewegungen und damit auch zu einem lokalen Verlust der Bewegungsstabilitäten innerhalb der Gelenke zu führen. Diese Fähigkeit der Rückengesunden, sich an eine als sicher empfundene langsamere Geschwindigkeit bei veränderten Situationen anzupassen, wird von mehreren Autoren als funktional eingeschätzt (Dingwell u. Marin 2006; Moseley u. Hodges 2006; England u. Granata 2007). So schreiben Moseley und Hodges (2006), dass Variabilitäten in der Motorik eine grundlegende Eigenschaft des biologischen Systems darstellen und für das Bewegungslernen und die –kontrolle entscheidend sind. Während Rückengesunde sich also sehr flexibel auf veränderte Situationen einstellen können, geht diese Anpassungsfähigkeit auch nach den hier gewonnenen Erkenntnissen bei den Rückenpatienten verloren.

In mehreren Studien von Lamoth et al. (2002, 2004, 2006 u. 2008) wurden die Bewegungskonstanzen für spezifische zeitliche Bewegungskoordinationen zwischen Becken und LWS bestimmt. In diesen Studien konnte ebenfalls nachgewiesen werden, dass

Rückenpatienten sich in ihren transversalen Becken- und Thorax- bzw. LWS-Koordinationen steifer und weniger variabel bewegen. Auf Störungen, wie unerwartete Geschwindigkeitswechsel und die gleichzeitige Durchführung von Zusatzaufgaben, reagierten Patienten vor allem in der transversalen Ebene mit einer größeren Reduzierung der Bewegungsvariabilitäten (Lamoth et al. a, b u. 2008). Lamoth et al. (2006a, b u. 2008) konnte somit nachweisen, dass Rückenpatienten Anpassungsschwierigkeiten haben, auf variable Testbedingungen zu reagieren. Erhöhte Aufmerksamkeit und Konzentration beim Gehen scheinen zu einer Reduzierung der Bewegungsvariabilitäten zu führen. So vermuten die Autoren u.a., dass bei einem vergrößerten Einsatz von kognitiven Ressourcen, die Rückenpatienten die Komplexität ihres Gangverhaltens reduzieren.

Für die sinkenden Bewegungsvariabilitäten sind noch weitere Gründe denkbar. Aufgrund von Schmerzen bzw. der Angst vor Schmerzen könnten die Rückenpatienten zu einem weniger variablen und vorsichtigeren Gehen tendieren. Aber auch das ungewohnte Gehen auf dem Laufband, der psychologische Stress, bedingt durch die Testsituation in fremder Umgebung, von fremden Personen beobachtet und gemessen zu werden, dürfte das Bewegungsverhalten der untersuchten Probanden unterschiedlich stark beeinflussen. Das hier insbesondere Rückenpatienten sensibel auf Testsituationen reagieren, wurde durch die Studien von Lamoth et al. (2004, 2006a, b u. 2008) nachgewiesen. In diesem Sinne kann das Bewegungsverhalten der Rückenpatienten als verkrampfter, starrer oder steifer interpretiert werden.

Geringere Variabilitäten können aber auch als zunehmende Bewegungskonstanzen bzw. -stabilitäten interpretiert werden und somit Kennzeichen von koordinierten, geübten, sicheren und ökonomisch durchgeführten Bewegungen sein. Die Bewegungskonstanz wird nach Meinel u. Schnabel (1998) als die Übereinstimmung der einzelnen Zyklen innerhalb eines zyklischen Bewegungsaktes definiert. In diesem Sinne ist Bewegungskonstanz also eindeutig positiv definiert. Ein stabiler Bewegungsablauf schont und schützt das Bewegungssystem mit seinen stabilisierenden Subsystemen wie Gelenke, Bänder und Muskeln (Heel et al. 2006).

Abnehmende Variabilitäten in einzelnen Bewegungsebenen können somit sowohl das Kennzeichen von Steifheit, aber auch von Trainiertheit sein. So wird folgende These für die Interpretation der hier gemessenen Bewegungsvariabilitäten von Rückengesunden und Rückenpatienten formuliert. Koordinierte Bewegungen beim Gehen kennzeichnen sich bei Rückengesunden durch hohe Bewegungsstabilitäten in vereinzelten Ebenen, die für die

Fortbewegung und Stabilität des Beckens und des Rumpfes entscheidend sind. Diese Bewegungskonstanz benötigt aber eine gewisse Flexibilität und Anpassungsfähigkeit in anderen Bewegungsebenen. Die dafür benötigte Variabilität erlaubt dem Körper auf Störungen, wie z.B. Schwankungen des Körperschwerpunktes durch Unebenheiten im Boden oder Verlust des Gleichgewichtes, zu reagieren, ohne dass die Bewegungskonstanzen allgemein verloren gehen. Schlussfolgernd werden nach dieser These die in den Bewegungsebenen unterschiedlichen Ausmaße bei den Variabilitäten als funktional eingeschätzt.

Dies könnte weiterhin bedeuten, dass ein Bewegungsverhalten, welches sich in allen Ebenen durch hohe Variationskoeffizienten bestimmt, als unökonomisch, lasch und instabil angesehen werden dürfte. Ein solches Bewegungsverhalten findet sich z.B. bei Rückengesunden beim Schlendern, wo nur niedrige Muskelspannungen der Rumpfmuskulatur benötigt werden (White u. McNair 2002; Saunders et al. 2004 u. 2005; Lamoth et al. 2006a) und die Gelenkbewegungen ungleichmäßig in Größe und Konstanz ausfallen. Allgemein hohe Bewegungskonstanzen in allen Ebenen hingegen könnten dann als ein insgesamt steifes Bewegungsverhalten definiert werden, wobei Steifheit nicht mit Stabilität verwechselt werden darf. Da sich wie oben beschrieben die Rückenpatienten gerade in den Ebenen, in denen die Rückengesunden besonders variabel reagieren, durch hohe Bewegungskonstanzen kennzeichnen, wird hier geschlussfolgert, dass Patienten sich in der Hüft-, Becken- und Lendenregion durch vergleichsweise verkrampfte und steife Bewegungen auszeichnen.

7.1.2.3 Bewegungsverläufe

7.1.2.3.1 Winkelzeitverläufe

Vergleich der studieneigenen Ergebnisse der Rückengesunden mit anderen Studien

Innerhalb der Studie wurden die gruppengemittelten Bewegungsabläufe von Rückengesunden und Rückenpatienten von Hüfte, Becken und LWS beim Gehen graphisch über Winkelzeitverläufe dargestellt (vgl. Kap. 5.1.1).

Bei den Winkelzeitverläufen der **sagittalen Becken- und Lendenwirbelsäulen**bewegungen wurde in der Ergebnisdarstellung auf einen den Gangzyklus beschreibenden Verlauf verzichtet, da nur beim Bergaufgehen zyklische Bewegungen erkennbar waren. Andere Studien konnten hingegen bei der **sagittalen Beckenbewegung** eindeutigere

Bewegungsverläufe messen (Crosbie et al. 1997; Vogt 2001; McIntosh et al. 2006). Bei diesen Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass das Becken zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes maximal nach ventral geneigt ist, um sich in der mittleren Standbeinphase wiederum maximal nach dorsal aufzurichten. Andere Autoren wie Kadaba et al. (1989) und Thurston u. Harris (1983) konnten ebenfalls keine typischen Verläufe für die Beckenbewegung aufzeichnen. Die in dieser Studie beim Bergaufgehen gemittelten Winkelzeitverläufe des Beckens verlaufen sogar entgegengesetzt zu den allgemein angenommenen Beckenbewegungen (Crosbie et al. 1997; Vogt 2001; Perry 2003). Jedoch ist dies nicht weiter erstaunlich, da beim Bergaufgehen zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes die Steigung über zunehmende Hüftflexion bewältigt wird, bei der das Becken aufgerichtet werden kann (McIntosh et al. 2006).

Die hier gemessenen **lumbalen Winkelverläufe** repräsentieren die relativen Bewegungen zwischen den Körpersegmenten Th12 und dem Becken. Bei einer Betrachtung der Winkelverläufe ist zu bedenken, dass die gemessenen Winkel die isolierten oder kombinierten Veränderungen des Beckens und des Rumpfes Höhe Th12 darstellen. Dies verhindert jedoch eine eindeutige Zuordnung der jeweiligen Becken- oder Oberkörperbewegungen, was gerade sagittal die Interpretation der kaum schwankenden Winkelverlaufskurven einschränkt. Trotz der geringen Schwankungen sind die in dieser Studie bei zügiger Geschwindigkeit gemessenen Verläufe in etwa vergleichbar mit Thurston u. Harris (1983) und Saunders et al. (2005). Saunders et al. (2005) konnte beim langsamen Gehen (v = 4 km/h) ebenfalls keine typischen Bewegungsverläufe aufzeichnen.
Wie auch bei der Beckenbewegung sind in dieser Studie die Ergebnisse der sagittalen lumbalen Bewegungen beim Bergaufgehen eindeutiger. Im Vergleich zum Gehen in der Ebene fällt beim Bergaufgehen vor allem eine größere relative Bewegung zwischen Becken und Th12 während der bipedalen Standphase auf. Dies bedeutet, dass in dieser Phase durch die Steigung der Oberkörper mehr flektiert und/bzw. das Becken mehr aufgerichtet wird.
Eindeutiger sind hier die Ergebnisse von Vogt und. Banzer (1999) und Vogt (2001), die die Bewegungen des thorakolumbalen Übergangs messen. Hier verlaufen die Kurven zweigipflig mit zunehmender Oberkörperflexion beim Fersenaufsatz.

Insgesamt befinden sich die studieneigenen Ergebnisse unter Berücksichtigung der Problematik der Studienvergleiche (vgl. Kap. 7.1.1 u. 7.1.2) in guter Übereinstimmung zu den in der Literatur gefundenen Winkelzeitverläufen. So werden die Bewegungen der **Hüfte** in

zahlreichen Studien dargestellt (z.B. Kadaba et al. 1989; Benedetti et al 1998; Leroux et a. 2002; Götz-Neumann 2003; Perry 2003; McIntosh et al. 2005). Auch für die **Becken**bewegungen existieren gute Vergleichstudien (Thurston u. Harris 1983; Vink u. Karssemeijer 1988; Stokes et al. 1989; Crosbie et al. 1997; Dalichau et al. 1998; Benedetti et al.1998; Vogt u. Banzer 1999; Vogt 2001; Vogt et al. 2001; Leroux et al. 2002; Perry 2003; McIntosh et al. 2005; Nymark et al. 2005; Lamoth et al. 2006). Und bei Thurston u. Harris (1983), Crosbie et al. (1997a, b), Whittle u. Levine (1997), Dalichau et al. 1998, Vogt u. Banzer (1999), Vogt (2001), Vogt et al. (2001), Saunders et al. (2005) und Lamoth et al. (2006) finden sich Winkelzeitverläufe für die **Lendenwirbelsäule**.

Der Vergleich der Bewegungsverläufe zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

Bei einer Betrachtung der gemittelten Winkelzeitverläufe fallen in allen Ebenen mehr oder weniger ausgeprägte Unterschiede zwischen Rückengesunden und den Bandscheibenpatienten auf. Diese Unterschiede bedingen sich z.T. durch die Diskrepanzen bei Bewegungsamplituden oder durch die absoluten/relativen Positionen zur Neutralstellung. Bei einem zeitlichen Vergleich (fallende bzw. steigende Tendenzen, Zeitpunkte der Minima bzw. Maxima) ergeben sich insgesamt ähnliche Kurvenverläufe bei den Rückengesunden und Rückenpatienten. Größere Unterschiede der Bewegungskurven existieren lediglich bei den frontalen Beckenbewegungen bergauf wie bei den sagittalen Becken- und LWS-Bewegungen.

Bei den Rückengesunden befindet sich das Becken beim Bergaufgehen schon zum Ende der terminalen Standphase in einer frontalen Neutralposition. Diese Position erreichen die Rückenpatienten hingegen erst später, am Ende der bipedalen Standphase. Dies kann als eine schlechtere Beckenstabilisierung der Rückenpatienten bei Steigungen interpretiert werden.
Bei den sagittalen Becken- und LWS-Bewegungen sind die zeitlichen Abweichungen bei den gemittelten Kurvenverläufen der Rückenpatienten keinen klaren zyklischen Schwankungen zuzuordnen.

Die in den gruppengemittelten Kurvenverläufen gestrichelt dargestellten Standardabweichungen belegen deutliche Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten. So scheint sich das Gangverhalten bei Rückenpatienten durch noch größere interindividuelle Unterschiede als bei den Rückengesunden auszuzeichnen.

Eine Diskussion der Ergebnisse mit Hilfe von Vergleichsstudien ist kaum möglich. Winkelzeitverläufe von Rückengesunden und Rückenpatienten und eine Analyse derselben finden sich lediglich bei Vogt (2001). Vogt (2001) hat die interindividuellen Variabilitäten beim Gehen mit Hilfe des Variationskoeffizienten von Winter (1983) statistisch untersucht. In dieser Studie werden die Abweichungsgrade der zeitkontinuierlichen Merkmale zwischen Probanden einer Gruppe bestimmt. Dabei ergeben sich mit Ausnahme der sagittalen thorakolumbalen Bewegungen vergrößerte interpersonelle Variabilitäten bei den Rückenpatienten im Vergleich zu den Rückengesunden. Vogt (2001) folgert daraus, dass bei den Rückenpatienten sich in Folge des Schmerzerlebens die Winkel-Zeit-Strukturen im Sinne einer individuelleren Ausprägung verändert haben. Von Vogt (2001) wurden die gruppengemittelten Winkelzeitverläufe der pelvikalen und thorakolumbalen Bewegungen ebenfalls mit Hilfe des Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten nach Pearson analysiert. Dabei wurden über einen Gangzyklus hinweg die steigenden und fallenden Trends der Kurvenverläufe der beiden Gruppen miteinander korreliert (McGill et al. 1996; Vogt 2001). Es konnte zwischen den Gruppen ein signifikant hoher Übereinstimmungsgrad in der zeitlichen Struktur der Winkelzeitverläufe nachgewiesen werden. Ausnahmen bildeten hier lediglich die Verläufe der sagittalen Beckenbewegungen, wo mit einem Korrelationswert von $r = 0.729$ relativ schlechte Übereinstimmungen berechnet wurden. Die geringen Korrelationswerte innerhalb der sagittalen Beckenbewegungen lassen sich zum einen über die relativ kleinen sagittalen Bewegungsausmaße des Beckens erklären. Dies kann dazu führen, dass Abweichungen zwischen Personen stärkere Gruppenmitteleffekte verursachen. Zum anderen belegen Studien für die sagittalen Beckenbewegungen allgemein schlechtere Reproduzierbarkeiten (Thurston 1982; Kadaba et al. 1989).

In dieser Studie wird auf eine genauere Auswertung der gemittelten Winkelzeitverläufe verzichtet. Die großen interindividuellen Unterschiede bei Rückengesunden, aber insbesondere auch bei den Rückenpatienten, führen dazu, dass die gemittelten Winkelzeitverläufe nur bedingt individuelle Verläufe repräsentativ wiedergeben können. Vor allem die Vergleichbarkeiten der sagittalen Bewegungen werden aufgrund geringer Bewegungsausmaße (Benedetti et al. 1998; Vogt 2001), großer interindividueller Unterschiede (Thurston u. Harris 1983; Kadaba et al. 1989) sowie schlechterer Reproduzierbarkeiten von Messergebnissen (Kadaba et al. 1989, Vogt 2001, Taylor et al. 2001) als kritisch angesehen. Aufgrund der beträchtlich variierenden kinematischen Bewegungsspuren zwischen den Probanden können also die Mittelwertsprofile weder das

Ausmaß noch einen individuellen Verlauf der Bewegungen akkurat wiedergeben (Whittle u. Levine 1996).
Die Auswertung von fallenden und steigenden Tendenzen der Mittelwertsprofile mit Hilfe des Produkt-Korrelationskoeffizienten kann also nicht ausreichend die wirklichen Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten aufdecken, weswegen in dieser Arbeit einer neue Analyseform entwickelt wurde, die zeitlichen Verläufe zwischen den Gruppen zu untersuchen.

7.1.2.3.2 Zeitliche Bewegungsqualitäten

Grundsätzlich problematisch bei der Interpretation des kinematischen Gangverhaltens der Hüft-, Becken- und Lendenregion ist, dass das Gangverhalten allgemein von großen interindividuellen Unterschieden geprägt ist. So beschreibt Wiemann (2000), dass intraindividuelle Unterschiede im Gangverhalten durch Stimmungen, Tageszeiten oder auch körperliche Zustände zu erklären sind. Unterschiede zwischen Personen können sich durch Alter, Geschlecht, Rasse oder durchgeführte Sportarten bedingen. Die Definition eines normalen Gangbildes anhand der Mittlung der gemessenen Daten unterschlägt dabei, dass Abweichungen normal und somit bis zu einem bestimmten Ausmaß auch nicht als ungewöhnlich zu bezeichnen sind. Abweichendes Verhalten von einem durchschnittlichen Bewegungsverhalten muss also nicht ungewöhnlich sein oder als Zeichen eines pathologischen Bewegungsmusters interpretiert werden.

Aufgrund der Hinweise aber, dass bei den Rückenpatienten sich ein noch individuelleres Gangbild ausbildet, schien es angebracht zu sein, diesen Punkt noch genauer zu untersuchen. Der entwickelte Deviationsindex bietet die Möglichkeit, das Ausmaß individueller zeitlicher Abweichung vom durchschnittlichen gemittelten Verlauf der Rückengesunden zu quantifizieren. Dabei wird aber, und das ist das entscheidende, die natürliche Varianz bei den Rückengesunden berücksichtigt. In den Bewegungsebenen, wo selbst die Rückengesunden sich sehr unterschiedlich verhalten, muss die gemessene Kinematik noch extremer abweichen, um auffällig zu werden. Hierdurch wird auch ein Vergleich der sagittalen Becken- und LWS-Bewegungen ermöglicht, was mit den bisherigen Anaylseformen aufgrund der großen interindividuellen Unterschiede bei kleinen Bewegungsamplituden bis jetzt nur begrenzt möglich war. Mit der Gammafunktion ausgewertete Deviationsindizes geben schließlich an, mit welcher Wahrscheinlichkeit die individuellen zeitlichen Verläufe bei Rückengesunden

auftreten würden und erst für Rückengesunde sehr unwahrscheinliche Bewegungen werden als dysfunktional (≤ 10%) oder krankhaft definiert (≤ 1%).

Tabelle 127: Deviationsindizes (DI) der zwischen rechts und links gemittelten Hüftbewegungen, der Becken- und LWS-Bewegungen beim langsamen, zügigen und Bergaufgehen von Rückengesunden und Rückenpatienten; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Gehvarianten	Rückengesunde			Rückenpatienten									
	Hüfte/Becken/LWS			Hüfte			Becken			LWS			alle
	S	F	T	S	F	T	S	F	T	S	F	T	
Langsam	0.94	0.94	0.94	4.6	1.5	1.1	2.5	1.6	1.4	1.7	0.7	1.1	1.94
Zügig	0.94	0.94	0.94	3.3	2.3	1.8	2.3	3.0	1.5	1.6	1.7	1.6	2.2
Bergauf	0.94	0.94	0.94	2.1	2.0	1.3	1.9	3.7	1.9	3.6	2.7	0.7	2.1

Wie die Ergebnisse zeigen, liegen bei den Rückenpatienten im Durchschnitt gesehen fast immer größere individuelle zeitliche Abweichungen von der gemittelten Kurve der Rückengesunden vor als bei der Vergleichsgruppe. Auffallend hoch sind die Deviationsindizes bei den Rückenpatienten, vor allen in den sagittalen und frontalen Ebenen, wobei dies lumbal nur für das bergauf Gehen zutrifft. Hingegen weichen die Rückenpatienten bei den frontalen (langsames Gehen) und den transversalen (bergauf Gehen) LWS-Bewegungen durchschnittlich gesehen weniger von der für die Rückengesunden gemittelten Kurve ab als die Rückengesunden selbst.

Vor allem bei einer Betrachtung der individuellen Abweichungen und Wahrscheinlichkeiten in den einzelnen Bewegungsebenen wurden interessante Erkenntnisse ermittelt. Sowohl bei den Rückengesunden wie vermehrt aber auch bei den Rückenpatienten existieren bei den Probanden in einzelnen Bewegungsebenen dysfunktionale, also für einen Rückengesunden eigentlich sehr unwahrscheinliche Bewegungen. Im Vergleich zu den rückengesunden Probanden zeichnen sich die Patienten dadurch aus, dass in viel mehr Bewegungsebenen krankhafte Verläufe vorhanden sind. Diese krankhaften Verläufe sind sowohl in der Häufigkeit wie vom Ort der Abweichung individuell verschieden. Das heißt, dass der Ort der Abweichung bei jedem Patienten anders ist. Keine zwei Patienten zeigen die gleichen unwahrscheinlichen Bewegungsmuster. Dies erklärt aber auch, warum bei einem Vergleich der einzelnen Bewegungsebenen zwischen den Rückengesunden und Rückenpatienten signifikante Diskrepanzen eher ausbleiben.

Die Ausnahme bilden hier die Hüftbewegungen, insbesondere in der sagittalen Ebene, wo mehrfach signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen existieren. Der erhöhte Deviationsindex erklärt sich wenigstens zum Teil durch die signifikant geringeren Bewegungsausmaße in der Hüfte vor allem Richtung Extension.

Rückenpatienten zeichnen sich ebenfalls nach den Ergebnissen der hier durchgeführten Studie dadurch aus, dass bei ihnen bzgl. der Höhe der Deviationsindizes geringere Korrelationen zwischen den Gangvarianten vorliegen als bei den Rückengesunden. Interpretiert bedeutet dies, dass deren abweichende Bewegungsmuster nicht zwangsläufig konstant und gefestigt sein müssen. Andere Geschwindigkeiten und Steigungen führen demnach mindestens bei einigen Probanden zu veränderten dysfunktionalen oder krankhaften Bewegungen. Dies spricht dafür, dass die Patienten weniger stereotyp ihre Bewegungen durchführen oder anders formuliert, in ihren Bewegungsmustern weniger gefestigt sind. Da aber gleichzeitig die hier gemessene Schritt-zu-Schritt-Variabilität bei den Patienten niedriger ausfällt, könnte dies bedeuten, dass Patienten kurzfristig Anpassungsschwierigkeiten haben, sich auf veränderte Situationen einzustellen, die dann gewählte Bewegungen aber konsequenter und mit weniger Abweichungen während des Gehens durchführen.

Da diese Analyseform für diese Studie erst entwickelt wurde, existiert keine unmittelbare Vergleichsliteratur. Jedoch fanden auch andere Forschungsarbeiten veränderte Bewegungsverhalten bei Rückenpatienten. So wurde in mehreren Studien die Bewegungskoordination zwischen Thorax und Becken beim Gehen untersucht, welche normalerweise in einem Abhängigkeitsverhältnis zur Geschwindigkeit steht. Während beim langsamen Gehen Becken und Oberkörper sich synchron abwechselnd in die eine oder andere Richtung bewegen (in-phase Muster), sind beim zügigen Gehen die Bewegungsrichtungen gegensinnig (out-phase Muster). Je größer die Geschwindigkeit desto größer werden im Normalfall die gegenläufigen Bewegungen (Stokes et al. 1989; van Emmerik u. Wagenaar 1996; Selles et al. 2001; Lamoth et al. 2002, 2006a u. b, 2008). Bei Rückenpatienten können diesbzgl. jedoch abweichende Bewegungskoordinationen nachgewiesen werden (Selles et al. 2001; Lamoth et al. 2002, 2006a u. b, 2008). Diese Studien fanden heraus, dass Rückenpatienten grundsätzlich Probleme haben, einen funktionellen Wechsel von gleichgerichteten Bewegungen von Becken und Thorax bzw. LWS zu gegensinnigen Bewegungsrichtungen durchzuführen. Rückenpatienten bewegen sich auch bei höheren

Geschwindigkeiten noch in dem so genannten in-phase Muster und zeichnen sich durch ein steiferes Bewegungsverhalten aus. Die oben genannten Autoren vermuten, dass dieser Verlust der Becken-Oberkörperkoordinationen auch ein Grund dafür sein kann, dass die Patienten langsamere Geschwindigkeiten beim Gehen bevorzugen.

Lamoth et al. (2006 u. 2008) haben in ihrer Studie ebenfalls festgestellt, dass Patienten bei Störungen, hier bei unerwartet wechselnden Geschwindigkeiten oder auch kognitiven Zusatzaufgaben, anders als Rückengesunde in ihrem Bewegungsverhalten reagieren. Patienten reduzieren im Gegensatz zur frontalen Ebene in den transversalen Ebenen ihre Variabilitäten in den relativen Becken–Thorax- bzw. LWS-Bewegungen. Lamoth et al. (2008) werten dies als einen Versuch, die Wirbelsäule zu stabilisieren.

Insgesamt lässt sich also mit Hilfe des Deviationsindizes und den daraus berechneten Wahrscheinlichkeiten bestätigen, dass Rückengesunde und Rückenpatienten sich in ihrem zeitlichen Bewegungsverhalten in der Hüft-, Becken- und Lendenregion unterscheiden. Rückenpatienten besitzen ein noch individualisierteres Gangbild mit unterschiedlichen als dysfunktional und krankhaft eingeschätzten Bewegungsverläufen.

7.2 Elektromyographische Ergebnisse

7.2.1 Methodik

7.2.1.1 Elektromyographie, Elektrodenwahl und -applikation

Das Innervationsverhalten der untersuchten Muskeln wurde mit Hilfe der Elektromyographie analysiert. Die Elektromyographie ist ein Standardverfahren der Ganganalyse (Winter u. Yack 1987; Winter 1991; Meurer 2001; Perry 2003; Konrad 2005). Jedoch ist das Ausmaß der Reliabilität und Validität einer elektromyographischen Studie von zahlreichen Faktoren abhängig. So wird das gemessene EMG-Signal von den jeweiligen Ableitbedingungen, das sind individuelle (z.B. Hautwiderstand, Dicke der subkutanen Fettschichten) und messinterne Faktoren (z.B. Elektrodentyp, Position der Elektrode) beeinflusst. Biologische (z.B. Cross talks) und nichtbiologische Störgrößen (z.B. Kabelbewegungen) tragen ebenfalls zur Veränderung der Aufzeichnungen bei (Bochdansky 1994, De Luca 1997; Senner u. Scheff 1999; Soderberg u. Knutson 2000; Verdonck et al.2003; Konrad 2005).

Für Ganganalysen bietet sich die Ableitung der neuromuskulären Aktivitäten mit Hilfe von Drahtelektroden bzw. Oberflächenelektroden an. Drahtelektroden ermöglichen eine selektive Messung von kleinen bzw. tiefer liegenden Muskeln (Bogey 2003; Perry 2003; Konrad 2005; Stokes et al. 2005). Die Applikation dieser Elektroden ist jedoch mit vielen Nachteilen verbunden. Die Fixierung der Drahtelektroden erfolgt über eine Injektionsnadel, die genau in den anvisierten Zielmuskel platziert werden muss (Perry 2003). Sowohl die anatomischen Landmarken der Lendenwirbelsäule und des Beckens wie auch der hier untersuchten Muskeln sind aufgrund von Lage, Verlauf bzw. Größe kaum valide und reliabel palpierbar. So wird in einigen Studien die Einführung der Injektionsnadel unter der gleichzeitigen Anwendung von Ultraschallaufnahmen praktiziert (Hodges et al. 1997; Saunders et al. 2004). Die Applikation selbst kann für die Probanden schmerzhaft sein. Auch können die Drahtelektroden später das Gehen der Probanden beeinträchtigen (Verdonck et al. 2003; Perry 2003). Insgesamt bedeutet dies, dass die Befestigung der Drahtelektroden sehr zeit- und kostenintensiv ist und nur von einem Anwender mit spezieller Qualifikation durchgeführt werden kann. Aus diesen Gründen wurde die Anwendung der intramuskulär eingeführten Elektroden für diese Studie, an der ca. 50 Probanden teilnehmen sollten, als nicht praktizierbar eingeschätzt.

Die Oberflächenelektroden sind in ihrer Anwendung wesentlich einfacher. Sie werden auf die Haut geklebt und sind für den Probanden auch in der Dynamik nicht wahrnehmbar. Bei der Messung nehmen sie aber nicht nur die elektromyographische Erregung der direkt unterhalb der Sensoren liegenden Muskulatur auf, sondern auch die von angrenzenden bzw. tiefer liegenden Muskeln. Dies wird als Cross-talks oder Interferenzen bezeichnet (Soderberg u. Knutson 2000; Bogey et al. 2003; Perry 2003; Stokes et al. 2003; Konrad 2005).

Die Bewertungen der Reliabilitäten von Studienergebnissen des Gangbildes, die Draht- bzw. Oberflächenelektroden benutzt haben, fallen uneinheitlich aus. Kadaba et al. (1985) und Giroux und Lamontagne (1990) finden eine höhere Reliabilität bei Oberflächenelektroden. Giroux und Lamontagne (1990) schätzen die Wiederholbarkeit von Tag zu Tag bei diesem Elektrodentyp als besser ein. Eine Erklärung hierfür ist, dass ein wiederholtes Anbringen an genau derselben Stelle bei den Drahtelektroden fast unmöglich ist (Soderberg u. Knutson 2000). Das Ergebnis der Studie von Bogey et al. (2003) zeigt eine minimal bessere Wiederholbarkeit bei Ganganalysen, die die intramuskulären Elektroden verwandt haben. Jacobson et al. (1995) schätzen sowohl die Reproduzierbarkeit wie das Ausmaß an Variabilitäten bei den beiden Elektrodentypen gleich ein.

Bei Rückenpatienten sind die Aktivitäten der in dieser Studie untersuchten Muskeln bisher beim Gehen so gut wie gar nicht abgeleitet worden. Dies liegt zum einen daran, dass die Bedeutung der lokalen Rumpfmuskeln für die segmentale Stabilität erst in den letzten Jahren erkannt worden ist. Weiterhin ist aufgrund der tiefen Lage der Muskeln eine Aufnahme der Innervationen mit Hilfe von Oberflächenelektroden problematisch. Da aber die Oberflächenelektroden so viel kostengünstiger, anwender- und probandenfreundlicher sind, untersuchen Studien deren Einsetzbarkeit auch für die tiefer liegenden Muskeln. So vergleichen mehrere Studien die elektromyographischen Aufzeichnungen beim M. transversus abdominis (McGill et al. 1996; Marshall u. Murphy 2003) und M. multifidus durch Draht- und Oberflächenelektroden, um so die Reliabilität und Validität der jeweiligen Messergebnisse bestimmen zu können.

McGill et al. (1996) finden bei dem Vergleich der oberflächigen Ableitung des **M. transversus abdominis** und M. obliquus internus mit der intramuskulären Ableitung des M. transversus abdominis akzeptable Ergebnisse für die Amplitudenstärke wie für das Amplitudenprofil. Marshall und Murphy (2003) konzentrieren sich hingegen weniger auf

einen quantitativen Vergleich, sondern analysieren Innervationscharakter und – timing bei verschiedenen funktionellen Übungen. Sie können nachweisen, dass sich die antizipatorischen Aktivitäten des M. transversus abdominis im Vergleich zu den anderen abgeleiteten Rumpfmuskeln auch mit Hilfe der auf der Haut angebrachten Elektrode bestimmen lassen.

Eine anatomische Betrachtung zeigt, dass die unteren Fasern von M. obliquus internus und M. transversus abdominis parallel verlaufen (Kendall et al 1999; Hungerford et al. 2003; Urquhart et al. 2005c). Hieraus und aufgrund der Ergebnisse mehrerer anderer Studien, die die beiden Muskeln auf funktionelle Übereinstimmungen untersuchen, kann geschlussfolgert werden, dass bei den caudal liegenden Fasern dieser beiden Bauchmuskeln funktionelle Gemeinsamkeiten existieren (Hungerford et al. 2003; Urquhart et al. 2005a, b; Aninscough-Potts 2006).

Da sich eine intramuskuläre Ableitung in dieser Studie nicht verwirklichen ließ, wurden entsprechend den Empfehlungen von Marshall und Murphy (2003) die Elektroden auf den caudalen Fasern der Muskeln unterhalb und medial der SIAS aufgeklebt. Diese Fasern werden als Stütze für die lumbopelvikale Region als entscheidend angesehen (Richardson et al. 1999; Bogduk 2000). Da nachgewiesen wurde, dass die einzelnen Anteile innerhalb der Muskeln selber entsprechend der Lage und der Faserverläufe unterschiedliche funktionelle Aufgaben wahrnehmen (Urquhart et al. 2005 a, b), repräsentieren die Studienergebnisse also nur die unteren Anteile der beiden Bauchmuskeln.

Die Studien, die den **M. multifidus** gleichzeitig mit Hilfe von Oberflächen- und Drahtelektroden untersucht haben, zeigen unterschiedliche Ergebnisse in Bezug auf die Einschätzung der Anwendbarkeit der Oberflächenelektroden. Arokoski et al. (1999) finden bei einem Vergleich der Höhen der durchschnittlichen Amplituden und Peaks beim M. multifidus (Höhe L2/L3 und L5/S1) hohe Korrelationen zwischen den Muskelableitungen. Auch Saunders et al. (2004) decken bei dem Muskel während der Gehbewegung bzgl. des Innervationsverlaufes und des An- und Ausverhaltens nur minimale Unterschiede zwischen den laminären und den an der Oberfläche liegenden Fasern auf. Stokes et al. (2003) hingegen weisen bei den Oberflächenableitungen höhere Korrelationen zum angrenzenden M. longissimus als zu den intramuskulär aufgezeichneten Innervationen nach. Jedoch wurde in dieser Studie der M. multifidus auf der Höhe von L3 abgeleitet, wo der Muskel im Gegensatz zu den unteren Anteilen in unmittelbarer Nachbarschaft zu den lateralen Anteilen des M.

erector spinae liegt. Cross-talks sind hier also nicht weiter verwunderlich. Zudem wurde der Vergleich lediglich an drei Personen durchgeführt. Andere Studien weisen ebenfalls unterschiedliche Ergebnisse bei den Ableitungen durch Oberflächen- bzw. Drahtelektroden nach. Jedoch erklären sich die Forscher diese Diskrepanzen nicht durch die Abhängigkeit von der Elektrodenwahl, sondern über generelle funktionelle Unterschiede zwischen den tiefen und den oberflächigen Fasern (Moseley et al. 2002, 2003 u. 2004; Hodges 2007). So ergaben sich interessanterweise bei einer Untersuchung mit Rückenpatienten lediglich bei den laminären Fasern zeitliche Verzögerungen bei der Aktivierung (Moseley et al. 2004).

In dieser Studie wurden für die segmentalen Ableitungen des M. multifidus ebenfalls die Oberflächenelektroden benutzt. Entsprechend der Lokalisation der Bandscheibenvorfälle wurde der Muskel in der unteren Lumbalregion abgeleitet. Hier ist der Muskel lediglich von der Fascie thoracolumbalis überlagert, von der erst aus weiter cranial die lateral liegenden Anteile des M. erector spinae entspringen (dtv- Atlas der Anatomie 1991; Bogduk 2000). Cross-talks von angrenzenden Muskeln sollten somit auszuschließen sein. Aufgrund der Oberflächenableitung lassen sich in dieser Studie keine differenzierten Angaben über die Aktivitäten der laminären Fasern machen. Wie die Gangstudie von Saunders et al. (2004) ergab, existieren bei Rückengesunden auch keine größeren Unterschiede zwischen den tiefen und den oberflächigen Faseraktivitäten. Jedoch lassen die bisherigen Forschungsergebnisse annehmen, dass sich bei einem Vergleich von intramuskulären Ableitungen zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten zusätzlich interessante Ergebnisse über ein verändertes Innervationsverhalten bei den Rückenpatienten ergeben hätten. Sicherlich wäre dies ein interessanter Forschungsgegenstand für eine weitere Studie.

7.2.1.2 Der Einfluss des Normierungsverfahrens

Ziel einer Amplitudennormierung ist es, die abgeleitete elektronische Erregbarkeit eines Muskels in Referenz zu einem Vergleichswert zu setzen, um quantitative Aussagen zu ermöglichen. Nach erfolgter Normierung kann die Amplitudenstärke über den prozentualen Anteil zum ausgewählten Referenzwert angegeben werden, wodurch eine Einschätzung und Vergleichbarkeit der neuromuskulären Aktivität ermöglicht wird (Soderberg u. Knutson 2000; Verdonck et al.2003; Konrad 2005).

Bei einer elektromyographischen Ganganalyse bieten sich verschiedene Referenzwerte an.

Eine Möglichkeit zur Referenzwertbestimmung ist es, in einem Vortest den Probanden isometrische oder isokinetische Kraftmessungen durchführen zu lassen. Dabei können innerhalb eines Muskels die individuelle maximale Willkürkontraktion (MVC method) oder auch 50% dieser Maximalkraft (sub-MVC method) gemessen werden (Yang u. Winter1984; Burden et al. 2003; Konrad 2005). Das gängigste Verfahren für die elektromyographische Normierung erfolgt mit Hilfe der isometrischen Maximalkraft (Soderberg u. Knutson 2000; Konrad 2005).
Wird die Kraft als Referenzwert genommen, so ermöglicht dies bei der Analyse eine Einschätzung der Höhe der muskulären Beanspruchung innerhalb bestimmter Alltagsbewegungen oder Übungen (Yang u. Winter 1984; Burden 2003; Konrad 2005;). Nachteilig bei der Krafttestung zur Referenzwertbestimmung ist, dass die elektromyograhischen Messungen von mehreren individuellen Faktoren der Probanden wie Motivation, Trainingszustand, subkutane Fettschichten und Hautwiderstand abhängen. Für eine valide Kraftmessung ist Schmerzfreiheit bei der Durchführung unbedingte Voraussetzung (Meuren 2000; Soderberg u. Knutson 2000; Konrad 2005). Eine schmerzfreie Durchführung von Krafttests im Becken- und Rumpfbereich lässt sich bei Bandscheibenpatienten nicht garantieren. Auch ist bei den in der Studie ausgewählten Muskeln eine isolierte Kraftmessung kaum möglich. Zudem werden diesen Normierungsverfahren große intra- und interindividuelle Variabilitäten innerhalb der Messergebnisse nachgewiesen, wodurch Gruppenvergleiche problematisch sind (Yang u. Winter 1984; Burden 2003).

Eine andere Möglichkeit besteht darin, beim Gehen gewonnene Messwerte, nämlich versuchseigene Mittelwerte (mean dynamik method) oder Maximalwerte (peak dynamik method), als Referenzwerte zu nehmen (Winter u. Scott 1984; Yang u. Winter 1984; Burden et al. 2003; Konrad 2005). Diese Methoden wurden speziell für die Analyse von dynamisch-zyklischen Gehbewegungen entwickelt. Messungen, bei denen diese Methoden angewandt wurden, können auf den zeitlichen Verlauf der elektromyographischen Innervation (Murray 1985; Winter 1985; Shiavi 1987; Vogt 2001) und auf die Verschiedenartigkeit der intraindividuellen Variabilitäten innerhalb unterschiedlicher Muskeln untersucht werden (Murray et al. 1985; Patla 1985; Winter 1985; Winter/Yack 1986; Knutson et al. 1994; Vogt 2001; Burden 2003). Die für die Kraftmessung störenden Faktoren wie z.B. Hautwiderstand und Fettschichten haben bei dieser Methode keinerlei Bedeutung (Shiavi 1987), da die Amplitudenstärke nur noch relative Aussagekraft enthält. Beide Verfahren, insbesondere aber

die mean dynamik method reduzieren die intra- und interindividuellen Variabilitäten besser als die oben vorgestellten Normierungsmethoden und werden so für Gruppenvergleiche interessanter (Yang u.Winter 1984; Shiavi 1987; Burden 2003).

Gemeinsam sind diesen beiden Normierungsmethoden allerdings auch mehrere entscheidende Nachteile. Erstens gehen durch die Normierungen alle Informationen über die absolute Stärke des Signals verloren. (Yang u. Winter 1984; Meuren 2001; Burden 2003; Konrad 2005). Nach der Normierung sind also sehr geringe muskuläre Aktivitäten nicht von sehr hohen zu unterscheiden. Zweitens können über die Relativierung zum Mittelwert bzw. Maximalwert keine exakten Aussagen über das An- und Ausverhalten des Muskels gemacht werden. Drittens reduziert sich durch die Normierung die Variabilität, wodurch sich die Reliabilität erhöht. Dies führt gleichzeitig aber zu einem Verlust der wirklichen intraindividuellen Varianzen der elektromyographischen Aktivität beim Gehen (Burden 2003).

Die verschiedenen Normierungsverfahren bieten also unterschiedliche Auswertungsmöglichkeiten bzw. begrenzen diese auch. Für Gangbildstudien, die vor allem eine zeitliche Untersuchung der elektromyographischen Aktivität von normalen und pathologischen Verläufen zum Ziel haben, wird im Gegensatz zu allgemeinen Studien aufgrund der Verbesserung der Reliabilitäten die mean dynamik method empfohlen (Yang u. Winter 1984; Shiavi 1990; Winter 1991; Burden 2003; Konrad 2005).

7.2.2 Ergebnisse

7.2.2.1 Individuelle Innervationsvariabilitäten

Vergleich der studieneigenen Ergebnisse der Rückengesunden mit anderen Studien

Beim Gehen gleicht bei einer Person keine EMG-Ableitung eines Muskels einer anderen. Die gemessenen Innervationsverläufe unterscheiden sich in einem erheblichen Ausmaß bei jedem Schritt (Winter u. Yack 1986). Dennoch ergibt sich bei einer Mittlung der gemessenen Innervationen einer Person über mehrere Schritte eine individuell charakteristische Verlaufsform (Winter 1991). In dieser Arbeit sollte nun zum einen das Ausmaß der natürlichen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten innerhalb der die Wirbelsäule stabilisierenden Muskulatur untersucht werden. Zum anderen sollte erforscht werden, ob innerhalb dieser intraindividuellen Variabilitäten sich typische Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten finden lassen.

Bei den Rückengesunden schwankt das Ausmaß der hier gemessenen Variabilitäten innerhalb der untersuchten Muskeln zwischen 0.25% ≤ CV ≤ 0.39%. Die Schritt-zu-Schritt Variabilität fällt bei den Bauchmuskeln durchschnittlich am größten aus und beim unteren Rückenmuskel am niedrigsten.

Weitere Studien untersuchen das Ausmaß intraindividueller Variabilitäten innerhalb von Muskelinnervationen. Jedoch werden meistens die Schwankungen der mehr an der Oberfläche liegenden Rumpf-, Becken- und Beinmuskeln untersucht, für die Variationskoeffizienten in der Höhe zwischen 20% und 70% berechnet werden. Für den M. gluteus medius wird mit einem Variationskoeffizienten von ungefähr CV = 47% im Vergleich zu anderen Bein- und Rumpfmuskeln ein mittleres Niveau an Innervationsschwankungen genannt (Yack und Winter 1987; Winter 1991).
Bemerkenswert ist, dass sich in Abhängigkeit von Lokalisation bzw. Funktion der Muskeln einheitliche Tendenzen zeigen. So sind bei den proximalen Beinmuskeln wesentlich höhere Schwankungen in den elektromyographischen Aktivitäten vorhanden als bei den distalen Muskeln, bei den zweigelenkigen mehr als bei den eingelenkigen und bei den extensorisch arbeitenden Muskeln mehr als bei den flektorisch arbeitenden (Winter 1983 u. 1991; Murray et al. 1985; Patla 1985; Shiavi et al. 1987; Winter u. Yack 1987). Die antigravitatorisch arbeitenden, mehr distal liegenden Muskeln zeichnen sich neben ihrer relativen Gleichmäßigkeit durch große Muskelaktivitäten aus. Die mehr proximal gelegenen Bein- und Hüftmuskeln besitzen vergleichsweise höhere Variabilitäten. Dies erklären Winter u. Yack (1987) mit der dualen Funktion dieser Muskeln, die neben den Beinbewegungen auch den Körper stützen und den Oberkörper ausbalancieren, wofür sie aber auf Grund ihrer proximalen Lage vergleichsweise nur geringe Muskelaktivitäten benötigen (Patla 1984; Winter u. Yack 1987, Winter 1991). Innerhalb der Rumpfmuskeln werden zusammen mit den proximalen Beinmuskeln die höchsten intraindividuellen Variabilitäten gemessen. Für den M. erector spinae erklärt Patla (1984) dieses große Ausmaß an individuellen Innervationsschwankungen mit der Funktion des Muskels. So hilft der M. erector spinae sowohl bei der Kontrolle der großen Oberkörpermasse bei translatorischen und rotatorischen Bewegungen wie auch bei der Stabilisierung der Wirbelsäule bei Bewegungsvariabilitäten mit.

Die Höhen der berechneten Variationskoeffizienten z.B. für die Bauchmuskeln M. rectus abdominus und M. obliquus externus (Winter u. Yack 1987; Winter 1991), für den

Rückenmuskel M. erector spinae (Patla 1984; Murray 1985; Winter u. Yack 1987; Winter 1991; Vogt 2001) und für den M. gluteus medius (Winter u. Yack 1987; Winter 1991 u. 1993) sind nicht mit den in dieser Studie berechneten Werten vergleichbar. Mit einer Ausnahme wurde in den oben genannten Untersuchungen das peak dynamik Normalisierungsverfahrens verwandt, welches die Variabiltäten im geringeren Ausmaß reduziert als das hier benutzte mean dynamik Normalisierungsverfahren (vgl. Kap. 7.2.1.2). Lediglich in der Studie von Vogt (2001) wurde ebenfalls die mean dynamik Normierung durchgeführt. Dabei wurden für den M. gluteus maximus wie für den M. erector spinae intraindividuelle Variabilitäten zwischen 31% und 35% gemessen.

Insgesamt findet sich also für die in dieser Studie untersuchten Muskeln kaum unmittelbare Vergleichsliteratur.

Tabelle 128: Intraindividuelle Variabilitäten (CV) innerhalb ausgewählter Muskeln der LBH- Region beim langsamen, zügigen und Bergaufgehen von Rückengesunden und Rückenpatienten; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde		**Rückenpatienten**	
	M. transversus abdominus/ M. obliquus internus			
Gehvariante	Links	Rechts	Links	Rechts
Langsam	0.35	0.31	0.22	0.25
Zügig	0.33	0.33	0.21	0.25
Bergauf	0.39	0.36	0.23	0.31
	M. multifidus L4/ L5			
Langsam	0.27	0.29	0.29	0.25
Zügig	0.29	0.35	0.30	0.22
Bergauf	0.28	0.32	0.29	0.24
	M. multifidus L5/ S1			
Langsam	0.26	0.25	0.25	0.23
Zügig	0.29	0.29	0.26	0.22
Bergauf	0.27	0.28	0.25	0.23
	M. gluteus medius			
Langsam	0.29	0.30	0.26	0.26
Zügig	0.33	0.32	0.28	0.26
Bergauf	0.31	0.32	0.26	0.29

Tabelle 129: Gruppenspezifische Variationskoeffiziente aller berechneten muskelspezifschen Variationskoeffizienten von Rückengesunden (n=15) und Rückenpatienten (n=8) ; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde		**Rückenpatienten**	
	Gesamtvergleich			
Gehvariante	Links	Rechts	Links	Rechts
Langsam	0.30	0.29	0.26	0.25
Zügig	0.31	0.31	0.26	0.24
Bergauf	0.31	0.32	0.26	0.27

Vergleich zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

Die Ergebnisse der hier durchgeführten Studie zeigen, dass die EMG-Ableitungen der ausgewählten Muskeln sich beim Gehen bei den Patienten durch eine relativ größere Gleichmäßigkeit der Innervationen als bei den Gesunden auszeichnen, wobei die deutlichsten Unterschiede bei den Bauchmuskeln erkennbar werden. Mit Ausnahme des linken M. multifidius L4/L5 fallen (z.T. signifikant) die Variationskoeffizienten bei den Rückenpatienten immer niedriger aus. Insgesamt führt dies bei einem Vergleich aller berechneten Variationskoeffizienten bei allen drei Gangvarianten zu (sehr) signifikanten Unterschieden zwischen den Rückengesunden und den Bandscheibenpatienten. Die Analyse der individuell über alle Muskeln gemittelten Variationskoeffizienten belegte weiterhin, dass nicht nur durchschnittlich gesehen bei den Patienten (21% $\leq CV_{individuell} \leq$ 0,29%) die intraindividuellen Variabiltäten geringer ausfallen als bei den Rückengesunden (16 % $\leq CV_{individuell} \leq$ 52%), sondern zudem auch auffällig geringere interindividuelle Unterschiede zwischen den Patienten bestehen.

In der hier durchgeführten Studie wurden weiterhin erstmalig die intraindividuellen Variabilitäten der segmentalen Ableitungen des M. multifidus bei Rückenpatienten miteinander verglichen. Dieser Vergleich wurde aufgrund der Hinweise in der Literatur durchgeführt, dass sich bei Rückenpatienten der Muskel einseitig und auf der Höhe der Symptome bzw. des Schadens atrophiert (Parkkola 1993; Hides et al. 1994, 1996 u. 2008; Kader et al. 2000; Barker et al. 2004). Die studieneigene Auswertung ergab jedoch keinerlei signifikante Unterschiede hinsichtlich der Schwankungen im EMG-Profil, so dass in Bezug auf die intraindividuellen Variabilitäten keine segmentalen Veränderungen auf der Höhe und der Seite des Bandscheibenvorfalls nachgewiesen werden konnten. Auffällig jedoch ist, dass lediglich bei den Patienten die Variabilitäten auf der rechten Seite des M. multifidus Höhe L4/L5 signifikant niedriger ausfallen als bei den Rückengesunden. Da sich beim M. multifidus auch bei den Rückengesunden Seitendifferenzen zeigen, kann aber muss dieser Links–Rechts Unterschied bei den Patienten nicht unbedingt mit einem Bandscheibenvorfall in Zusammenhang stehen.

Insgesamt haben sich bisher nur sehr wenige (Gang)Studien mit dem Ausmaß der intraindividuellen Variabilitäten innerhalb der den Rücken stabilisierenden Muskulatur bei Rückenpatienten auseinander gesetzt. In der Literatur finden sich nur drei weitere Studien, deren Ergebnisse recht uneinheitlich ausfallen, was sich auch durch z.T. geringe

Probandenzahlen und verschiedene Probandenkollektive erklären lässt. Vogt (2001) vergleicht in seiner Studie die elektromyographischen Aktivierungsmuster von M. biceps femoris, M. gluteus maximus, M. erector spinae Th12 und L3 zwischen Rückengesunden und Patienten mit chronischen, unilateralen, pseudoradikukären lumbalen Rückenschmerzen. Während sich bei den Innervationen vom M. biceps femoris signifikant höhere Variabilitäten bei den Patienten nachweisen lassen, ergeben sich ansonsten keine signifikanten Mittelwertsunterschiede. Jedoch fallen, wie in dieser Studie nachgewiesen wurde, auch tendenziell die intraindividuellen Variabilitäten innerhalb der Rücken- und der Gesäßmuskulatur bei den Rückenpatienten niedriger aus als bei den Gesunden. Anders et al. (2005) untersuchen beidseitig M. rectus abdominis, M. obliquus internus, M. obliquus externus, M. multifidus Höhe L3/4 und M. erector spinae Höhe L1 von Rückengesunden. Von den Probanden zeigten 4 Personen nach 2 Stunden statischer Belastung Rückenschmerzen. Die Daten dieser Probanden wurden genauer ausgewertet. Die Untersuchungsergebnisse weisen darauf hin, dass das Ausmaß der Schritt-zu-Schritt Variabilität nicht unbedingt mit dem Auftreten von Rückenschmerzen korreliert. Erst bei wirklich ausgeprägten Schmerzen wurden zunehmende Variabilitäten gemessen, wobei dies insbesondere den M. obliquus internus betraf. Lamoth et al. (2004 u. 2006a) untersuchen den Einfluss von akuten, experimentell zugefügten Schmerzen auf die EMG-Aktivitäten des lumbalen M. erector spinae. Hier ergaben sich bei den Schmerzprobanden höhere Variabilitäten vor allem während der Schwungbeinphasen. Das sind die Gangphasen mit normal sehr geringen Aktivitäten (vgl. Kap. 2.3.1.4). Diese vergrößerten Variabilitäten beinhalteten Phasenverschiebungen und zusätzliche Frequenzen. Innerhalb der Standbeinphase wurden verlängerte Aktivitäten zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes gemessen. Ein weiterer Unterschied zeigte sich bei den Schmerzprobanden, bei denen sich mit zunehmender Ganggeschwindigkeit die Variabilitäten in einem geringeren Ausmaß reduzierten als bei den Probanden ohne Rückenschmerzen. Lamoth et al. (2004, 2005) sehen diese Veränderungen der M. erector spinae Aktivitäten in Zusammenhang mit dem Versuch, die Wirbelsäule über gleichmäßigere Innervationen angesichts möglicher Störungen und reduzierter Propriorezeption zu stabilisieren.

In der Studie von Moseley und Hodges (2006) werden nicht die Variabilitäten der Muskelinnervationen beim Gehen, sondern das Ausmaß in Bezug auf die Zeitpunkte der Innervationen untersucht. Hierfür wurden bei Probanden unter künstlich zugefügten Schmerzen die Muskelableitungen des M. obliquus internus bei unveränderten lumbalen Positionen, aber mit dynamischen Armbewegungen, analysiert. Mit ihrer Studie konnte

nachgewiesen werden, dass die Probanden unter Rückenschmerzen unterschiedlich variabel in ihrer Muskulatur reagieren. Während bei der größeren Anzahl der Probanden sich das Ausmaß der Variabilitäten nicht veränderte, nahmen diese aber bei einigen Probanden ab. Nur bei den Teilnehmern, bei denen die Schmerzen zu einer Reduktion des Variabilitätsausmaßes geführt hatten, ergaben sich Schwierigkeiten zur Rückkehr normaler zeitlicher Innervationen. Moseley und Hodges (2006) interpretieren diese Variabiliätsreduktion als neuromuskuläre Dysfunktion und heben die Bedeutung einer natürlichen Variabilität innerhalb der Muskelinnervationen hervor. Sie bezeichnen Variabilität als eine fundamentale Eigenschaft des biologischen Systems in Bezug auf das motorische Lernen und die motorische Kontrolle.

Ingesamt deuten die gefundenen Studienergebnisse also darauf hin, dass beim erstmaligen (starken) Auftreten von Rückenschmerzen sich beim Gehen die Variabilitäten innerhalb der segmental stabilisierenden Muskeln und dies insbesondere in den Phasen, die normalerweise mit geringen Aktivitäten verbunden sind, erhöhen. Bei chronischen Patienten zeichnen sich jedoch die Muskeln, welche für die Stabilisierung des Rumpfes entscheidend sind, eher durch abnehmende Variabilitäten aus. Weiterhin scheint ein Zusammenhang zwischen Rückenschmerzen und dem Ausmaß der Variabilitäten in Bezug auf die zeitlichen Aktivierungen zu bestehen. Zusammengefasst scheint sich also zu bestätigen, dass sich das Ausmaß der Variabilitäten innerhalb bestimmter Muskelinnervationen unter Schmerzeinfluss und mit Dauer der Beschwerden verändern. Es ergeben sich also Hinweise dafür, dass typische neuromuskuläre Dyfunktionen mit reduzierten funktionellen Innervationsvariabilitäten insbesondere innerhalb der tieferen Bauchmuskulatur existieren. Abschließend wird hier noch einmal auf die studieneigenen kinematischen Ergebnisse hingewiesen (vgl. Kap.7.1.3.4), wo belegt werden konnte, dass Rückenpatienten vor allem in den Ebenen mit normalerweise besonders hohen kinematischen Bewegungsvariabilitäten sich durch vergleichsweise größere Bewegungskonstanzen in der Hüft-, Becken- und Lendenregion kennzeichnen. Chronische Rückenpatienten scheinen sich also sowohl in ihrem Bewegungsverhalten als auch in ihren Muskelaktivitäten in den durch den Bandscheibenvorfall betroffenen Körperregionen durch eine evtl. im Alltag benötigte reduzierte Flexibilität auszuzeichnen.

7.2.2.2 Innervationsverläufe

7.2.2.2.1 Innervationskurven

Innerhalb der Ergebnisdarstellung (Kap. 5.2.1) wurden die gruppengemittelten Innervationsverläufe des M. transversus abdominus und des M. obliquus internus gemeinsam, des M. multifidus L4/L5 und L5/S1 und des M. gluteus medius beim Gehen von Rückengesunden und Rückenpatienten graphisch vorgestellt. Es wurden jedoch nur die Kurven der Rückengesunden entsprechend der Einordnung in die Gangphasen genauer analysiert, da die Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen anhand anderer Parameter genauer erforscht werden sollten.

Die hier abgeleiteten Innervationen des **M. multifidus Höhe L4/L5 und L5/S1** entsprechen zeitlich den bisher aufgezeichneten Ableitungen des M. erector spinae bzw. des M. multifidus (Thorstensson et al. 1982; Dofferhof u. Vink 1985; Murray et al. 1985; Vink u. Karssemeijer 1988; Winter 1993; Arendt-Nielsen et al. 1995; Soderberg 1997; Callaghan et al. 1999; Vogt 2001; White u. McNair 2002; Perry 2003; Lamoth et al. 2004; Saunders et al. 2004 u. 2005; Anders et al. 2005 u. 2007). So fällt der Zeitraum der höchsten Innvervation kinematisch mit dem Fersenkontakt und Fußabsetzen zusammen. Wie bei Thorstensson et al. (1982), Meurer (2001) und Anders et al. (2007) fällt auch in dieser Studie das Innervationsnivau auf der Seite des Fersenaufsatzes höher aus als auf der kontralateralen Seite.

Auch die gemessenen Aktivitäten des **M. gluteus medius** entsprechen denen in der Literatur vorgestellten Innervationsverläufen (Shiavi 1987; Winter u. Yack 1987; Kadaba et al. 1989; Winter 1991 u.1993; Soderberg 1997; Meurer 2001; Perry 2003; Ivanenko et al. 2005; Cappellini et al. 2006). So werden die größten Aktivitäten in der beginnenden monopedalen Standphase gemessen, um dann im weiteren Verlauf des Gangzyklus wieder abzuflachen.

Im Gegensatz zu den anderen Muskelableitungen sind die gemittelten Innervationsverläufe der Bauchmuskeln **M. transversus abdominis und M. obliquus internus** weniger eindeutig. Es sind individuell wie über die Probanden gemittelt keine klaren phasischen Aktivitäten mit deutlichen Peaks erkennbar. Lediglich Saunders et al. (2004 u. 2005) haben isoliert die Aktivitäten des M. transversus abdominis beim Gehen untersucht. Dabei wurden geringe tonische Innervationen mit phasischen Aktivitäten zum Zeitpunkt der Fersenkontakte gemessen. Im Gegensatz zum M. transversus abdominis wurde der M. obliquus internus

schon in mehreren Studien vorher abgeleitet. Wie im Forschungsstand (vgl. Kap. 2.3.1.4) berichtet, fallen die Ergebnisse der gemessenen Innervationen zwischen den Studien jedoch sehr unterschiedlich aus. Es wurden sowohl verschiedene Zeiträume phasischer Aktivitäten als auch tonische Innervationen bei Probanden aufgezeichnet (Waters u. Morris 1972; Callaghan et al. 1999; White u. McNair 2002; Saunders et al. 2004 u. 2005; Anders et al. 2007). Diese unterschiedlichen Ergebnisse für den M. obliquus internus lassen sich zum einen über ungleiche externe Messbedingungen erklären. Dazu gehören verschiedene Gehgeschwindigkeiten, Elektrodentypen und Ableitungslokalisationen des Muskels. Ein weiterer Grund für die uneinheitlichen Studienergebnisse scheinen aber auch generell bestehende große interindividuelle Unterschiede innerhalb der muskulären Aktivitäten zu sein, was auch eine Analyse der in dieser Studie gemessenen individuellen Kurvenverläufe der Rückengesunden (gelb) und der Rückenpatienten (rot) bestätigt. So zeigt die untere Graphik deutlich die extremen Unterschiede bei den elektromyographischen Aktivitäten der abgeleiteten Bauchmuskeln zwischen den einzelnen Individuen.

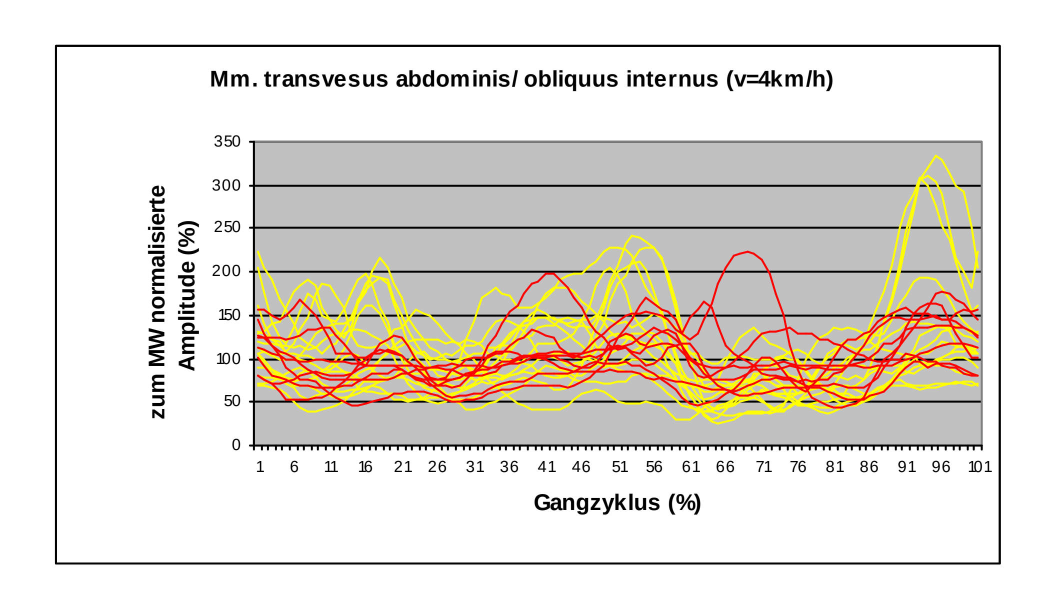


Abb. 72: Individuelle Innervationsverläufe des M. transversus abdominis und des M. obliquus internus von Rückengesunden (gelb, n=15) und Rückenpatienten (rot, n=8) beim Gehen mit zum individuellen Mittelwert normalisierten Amplituden

Die Ableitung der beiden Muskeln ergab also unter den vorgegebenen Bedingungen im Gegensatz zu den übrigen Muskeln beim Gehen wenig Aufschluss über typische phasische Aktivitäten. Es ist theoretisch vorstellbar, dass die phasischen Aktivitäten des M. transversus abdominis und des M. obliquus internus zeitversetzt sind, wodurch das Ausmaß an über- bzw. unterdurchschnittlichen Aktivitäten verschwimmen würde und kein aussagekräftiger Innervationsverlauf zustande kommen könnte. Aufgrund vorangegangener Studienergebnisse

jedoch ist davon auszugehen, dass die unteren Fasern beider Bauchmuskeln aufgrund ihrer gemeinsamen transversalen Verlaufsrichtung funktionelle Gemeinsamkeiten besitzen und dementsprechend identische Innervationsverläufe aufweisen müssen (Hungerford et al. 2003; Urquhart et al. 2005 a, b; Ainscough-Potts et al. 2006). Besonders bei der Ableitung der Bauchmuskeln ist der Verlust der Höhe des Innervationsniveaus durch die Normierung bedauerlich. Mit Hilfe der hier gewonnenen Informationen lässt sich nicht klären, ob wie bei Saunders et al. (2004 u. 2005) gemessen, die Muskeln tonisch mit phasischen Modulationen innerviert sind. Dies wäre gerade in Bezug auf die funktionelle Bedeutung dieser Muskelfasern für die segmentale Stabilität und für die Untersuchung von evtl. bestehenden typischen Dysfunktionen sehr aufschlussreich gewesen. Mit den hier gewonnenen aufgezeichneten Innervationsverläufen lässt sich lediglich nachweisen, dass die transversal liegenden Fasern der Bauchmuskulatur keine allgemeingültige funktionelle Bedeutung für die kinematischen Bewegungen der lumbopelvikalen Region beim Gehen besitzen. Insofern bleibt bei einer alleinigen Betrachtung der Innervationsverläufe dieser Muskelfasern die Funktion für die Kinematik beim Gehen unspezifisch und für die segmentale Stabilität ungeklärt.

Damit finden sich mit Ausnahme der Bauchmuskeln die studieneigenen Ergebnisse insgesamt in sehr guter Übereinstimmung zu den in der Literatur gefundenen Innervationsverläufen.

Vergleich der Innervationsverläufe zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten

Bei der Analyse elektromyographischer Aktivitäten hinsichtlich pathologischer Einflüsse unterscheidet Perry (2003) zwischen sieben unterschiedlich gestörten zeitlichen Abläufen im EMG-Muster (vorzeitig, verlängert, kontinuierlich, verzögert, verkürzt, fehlend, Phasenverschiebung). Bei einer zeitlichen Betrachtung der hier gemittelten Innervationen von Rückengesunden und Rückenpatienten zeigen sich mit Ausnahme der abgeleiteten Bauchmuskeln grundsätzlich übereinstimmende zeitliche Verläufe zwischen den beiden Gruppen.

In vereinzelten Studien wurden von akuten wie chronischen Rückenpatienten unter akutem Schmerzeinfluss beim Gehen die zeitlichen Verläufe des lumbalen M. erector spinae wie des M. gluteus maximus untersucht. Interessanterweise konnten hier Unterschiede zwischen den Probanden mit und ohne Rückenschmerzen belegt werden. So wurden von Arendt-Nielsen et al. (1995) und Lamoth et al, (2004, 2006b) innerhalb des lumbalen M. erector spinae unter

einseitigem Schmerzeinfluss zunehmende elektrische Aktivitäten in gewöhnlich inaktiven Phasen gemessen. Arendt-Nielsen et al. (1995) zeichneten auf der Schmerzseite zudem noch abnehmende durchschnittliche Aktivitäten innerhalb der beidbeinigen Standphase auf. Vogt (2001), der die elektromyographischen Aktivitäten von M. erector spinae L3 wie des M. gluteus maximus zwischen Rückengesunden und chronischen Rückenpatienten vergleicht, findet mit Hilfe des Kreuz-Korrelationskoeffizienten nach Pearson sehr signifikante Übereinstimmungen der zeitlichen Verläufe. Jedoch ergaben sich zum einen bei einem Vergleich der schmerzhaften Seite zur nicht schmerzhaften Seite bzw. zur Referenzgruppe zeitliche Linksverschiebungen innerhalb der mittleren Signalstruktur von 2% - 3% des Gangzyklus und zum anderen verlängerte Aktivitäten jeweils auf den Schmerzseiten. Die oben genannten Studien konnten also nachweisen, dass auf der Seite der unilateralen Schmerzen schmerzseitige Adaptionen innerhalb des neuromuskulären Aktivierungsverhaltens existieren. Vogt (2001) vermutet, dass über diese verfrühten, schon vor dem Fersenaufsatz einsetzenden Aktivitäten, die schmerzhafte Lumbosakralregion gerade am Ende der einbeinigen Stützphase geschützt wird. Hierdurch könnte nach Meinung des Autors sowohl eine zunehmende Stabilisierung innerhalb der Lenden-Becken-Hüft-Region, als auch Verbesserungen der Stoßabsorption, exaktere Kontrollen von Bremskräften und effizientere Begrenzung der parallel induzierten Flexionsbewegungen des Rumpfes erreicht werden.

Da diese zeitlich verfrühten und z.T. längeren Innervierungsverhalten nur in einem schmerzseitigen Adaptionsprozess eingeordnet werden können, erklärt dies das Ausbleiben von Unterschieden innerhalb der in dieser Untersuchung durchgeführten unveröffentlichten Vortests. Die Patienten, die für den hier durchgeführten Querschnittvergleich ausgewählt wurden, hatten zwar immer wiederkehrend unilaterale Beschwerden durch ihren einseitigen Bandscheibenvorfall links, jedoch wurden so gut wie keine Schmerzempfindungen beim Gehen selbst angegeben. Lediglich für den M. gluteus wurden relativ schlechte Korrelationen zwischen den Innervationen der Rückengesunden und Rückenpatienten berechnet.

Wie schon bei den kinematischen Ergebnissen wird also der Informationswert der gemittelten Innervationsverläufe für eine Untersuchung von angenommenen unterschiedlichen Aktivitäten innerhalb der untersuchten Muskeln bei Rückengesunden und Bandscheibenpatienten als wenig aussagekräftig angesehen, weswegen auch auf eine weitere Auswertung durch den Kreuz-Korrelationskoeffizienten nach Pearson verzichtet wurde. Anscheinend sind die Unterschiede zwischen den Gruppen durch das Fehlen akuter

Schmerzeinflüsse beim Gehen nicht so gravierend oder die individuellen Abweichungen fallen zu wenig einheitlich aus, so dass diese durch die Mittelung verloren gehen. Ebenfalls nachteilig ausgewirkt hat sich also wieder das hier angewandte Normierungsverfahren, welches eine Auswertung des Innervationsniveaus und damit auch die Unterscheidung zwischen phasischen und tonischen Aktivitäten nicht zulässt. Insofern konnten hier nicht die interessanten Ergebnisse von Saunders (2007), der ein Auflösen tonischer Aktivitäten zu Gunsten phasischer Innervationen bei Rückenpatienten festgestellt hat, wiederholt werden. Um jedoch den genauen Aspekt zunehmender individueller Abweichungen in Bezug auf den zeitlichen Verlauf muskulärer Innervationen bei Rückenpatienten genauer analysieren zu können, wurde der Deviationsindex entwickelt. Dessen Ergebnisse werden im folgenden Kapitel diskutiert.

7.2.2.2.2 Zeitliche Innervationsqualitäten

Mehrere Studien messen u.a. mit Hilfe des Variationskoeffizienten von Winter (1993) das Ausmaß von interindividuellen Variabilitäten bei den Muskelinnervationen für die Bein-, Becken- und Rumpfmuskulatur. Analysen dieser interindivididuellen Verschiedenartigkeiten zeigten, dass die Ausmaße der Variabilitäten von der anatomischen Lage und der Funktion der Muskulatur abhängig sind (Winter 1983, 1984 u. 1991; Shiavi 1984; Winter u. Yack 1987; Vogt 2001). Diese nachgewiesenen Flexibilitäten innerhalb der intermuskulären Koordinationen vor allem in der stabilisierenden Rumpf- und Beckenmuskulatur bedeuten, dass nicht unbedingt eine zwangsläufige phasenabhängige Rekrutierung bestimmter Muskeln bei allen Probanden vorkommen muss, um ähnliche kinematische Gangmuster zu erzielen, sondern dieselbe Kinematik über unterschiedlich koordinierte Muskeln durchgeführt werden kann (Patla 1984; Winter u. Yack 1987). Interindividuelle Unterschiede innerhalb der Muskelinnervationen sind beim Gehen also normal. Abweichungen sind nicht zwangsläufig die Folge von pathologischen Hintergründen oder Schmerzeinflüssen. Insgesamt erschwert dies eine Differenzierung elektromyographischer Innervationen zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten hinsichtlich der Unterscheidung eines abweichenden Gangverhaltens. Dies wird insbesondere dann so sein, wenn die Patienten keine größeren Ausfälle durch neurologische oder orthopädische Verletzungen haben und beim Gehen selber schmerzfrei sind. Mit Hilfe des Deviationsindezes sollte in dieser Studie untersucht werden, ob das Ausmaß individueller Abweichungen für die zeitlichen Innervationsverläufe stabilisierender Muskulatur bei Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall trotzdem nachweisbar größer ausfällt.

Tabelle 130: Deviationsindizes innerhalb ausgewählter Muskeln der LBH-Region beim langsamen, zügigen und bergauf Gehen von Rückengesunden und Rückenpatienten; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

	Rückengesunde		Rückenpatienten	
	M. transversusabdominus/ M. obliquus internus			
Gehvariante	Links	Rechts	Links	Rechts
Langsam	0.94	0.94	2.07	1.04
Zügig	0.94	0.94	1.61	1.93
Bergauf	0.94	0.94	1.16	1.66
	M. multifidus L4/ L5			
Langsam	0.94	0.94	1.55	1.86
Zügig	0.94	0.94	2.27	2.88
Bergauf	0.94	0.94	2.13	2.41
	M. multifidus L5/ S1			
Langsam	0.94	0.94	0.9	2.19
Zügig	0.94	0.94	2.5	2.98
Bergauf	0.94	0.94	1.9	1.7
	M. gluteus medius			
Langsam	0.94	0.94	2.23	4.32
Zügig	0.94	0.94	1.35	3.12
Bergauf	0.94	0.94	2.19	2.51

Tab. 131: Zusammenfassende Deviationsindizes für alle ausgewählten Muskeln der LBH-Region beim langsamen, zügigen und bergauf Gehen von Rückengesunden und Rückenpatienten; rot = siginfikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Gehvariante	Rückengesunde	Rückenpatienten
Langsam	0.94	2.01
Zügig	0.94	2.36
Bergauf	0.94	1.96

Wie im Forschungsstand beschrieben, untersuchen viele Studien die neuromuskulären Aktivitäten der tiefsten **Bauchmuskulatur** unter statischen Stabilisierungsfunktionen mit Rückenschmerzeinfluss (Hodges u. Richardson 1996, 1997a, b u. 1999; Hodges et al. 2001 u. 2004; Moseley et al. 2002 u. 2004; Hungerford et al. 2003; Ferreira et al. 2004). Hier konnten u.a. der Verlust antizipatorischer, aber auch geringere Aktivitäten innerhalb des M. transversus abdominis bei isolierten Extremitätenbewegungen nachgewiesen werden. Lediglich drei Studien untersuchen die Innervationen der tieferen Bauchmuskeln von chronischen Rückenpatienten beim Gehen. Saunders et al. (2007) finden bei chronischen Rückenpatienten im Vergleich zu Rückengesunden mit tonischen Innervationen signifikant mehr phasische Aktivierungen des M. transversus abdominis. Die Studie von Tsao und Hodges (2007) belegt beim Gehen von Rückenpatienten zeitlich verzögerte Innervationen beim M. transversus abdominis im Vergleich zu anderen Rumpfmuskeln, wozu auch der M. obliquus internus gehört. Anders et al. (2005) messen bei Probanden, bei denen sich Rückenschmerzen über das Tragen einer Gewichtsweste provozieren ließen, zwar nicht den M. transversus abdominis, dafür aber den M. obliquus internus und zahlreiche andere

Rumpfmuskeln. Insbesondere der M. obliquus internus war nach diesen Studienergebnissen von auffällig abweichenden Amplituden beim Gehen unter akuter Schmerzproblematik geprägt.

In der hier durchgeführten Studie ergab ein Vergleich der Deviationsindezes zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen, jedoch zeigte eine Analyse der individuellen Wahrscheinlichkeiten, dass die Bauchmuskeln bei vielen Rückenpatienten in ihren zeitlichen Verläufen dysfunktional oder sogar krankhaft sind. Dieses Ergebnis ist erstaunlich, da ja die Innervationen des M. transversus abdominis und M. obliquus internus auch bei den Rückengesunden schon von auffällig großen interindiviudellen Unterschieden geprägt sind (vgl. Abb. 13, Kap. 7.2.2.2.1).

Zahlreiche Studien konnten belegen, dass bei Rückenpatienten die **lumbale Muskulatur** atrophiert und sich in Bezug auf Kraft, Ausdauer wie in den neuromuskulären Aktivitäten verändert (vgl. Kap. 2.2.3). Spezifische Veränderungen konnten speziell innerhalb des M. multifidus auf der Höhe und der Seite der Pathologie wie bei den laminären Fasern nachgewiesen werden (Hides et al. 1994 u. 1996; Kader et al. 2000, Barker et al. 2004; Moseley et al. 2004; McDonald et al. 2006). Lediglich vereinzelte Studien haben bisher das Innervationsverhalten des lumbalen M. erector spinae unter dem Einfluss von Rückenschmerzen beim Gehen untersucht (Arendt-Nielson et al. 1995; Vogt 2001; Lamoth et al. 2004 u. 2006a; Anders et al. 2005). Wie schon berichtet (Kap.2.3.2.2), wurden verfrühte, verlängerte oder auch veränderte Amplituden auch in Bezug auf die Gangphasen unter Schmerzeinfluss gemessen.

Die im Forschungsstand nachgewiesenen spezifischen segmentalen Veränderungen innerhalb des **M. multifidus** auf der Höhe und der Seite des Schadens konnten in der hier untersuchten Gruppe von Bandscheibenpatienten in Bezug auf veränderte Innervationsverläufe nicht bestätigt werden. Interessanterweise ist der M. multifidus L5/S1 auf der Höhe und Seite des Bandscheibenvorfalls beim langsamen Gehen durchschnittlich sogar noch weniger von variierenden Innervationen betroffen als bei den Rückengesunden. Im Gegensatz wurden beim oberen lumbalen M. multifidus durchschnittlich häufiger signifikant abweichende Innervationsverläufe aufgezeichnet. Es ist bekannt, dass der M. multifidus beim Gehen im Vergleich zum MVC-Wert trotz wichtiger stabilisierender Funktion bei Rückengesunden nur geringe Aktivitäten benötigt bzw. aufgewendet werden (McGill et al. 1996; White u. McNair

2002; Saunders et al. 2004 u. 2005, 2007). So ist anzunehmen, dass zumindest der oberflächig liegende Anteil des M. multifidus trotz segmentaler Atrophien beim Gehen in seiner Funktion als segmentaler Stabilisator nicht grundsätzlich beeinträchtigt ist. Über evtl. veränderte Innervationen innerhalb der laminären Fasern kann diese Studie keine Aussage machen. Jedoch wurden beim Gehen von Rückengesunden in den tiefer liegenden stabilisierenden Fasern nicht wie vielfach vermutet tonische, sondern wie auch bei den darüberliegenden Fasern, phasische Aktivitäten gemessen (Saunders et al. 2004 u. 2005). Im Gegensatz zu den Erwartungen wurden zwar nicht auf der Seite und der Höhe des Bandscheibenvorfalls veränderte Innervationsverläufe gefunden, sondern in den nicht von Bandscheibenvorfällen betroffenen Wirbelsäulenregionen, vor allem ein Segment weiter oberhalb. Hier haben sich anscheinend langfristig mehr dysfunktionale Verhaltensweisen des Muskels beim Gehen etabliert, wodurch schließlich konkrete Dysfunktionen in der intermuskulären Koordination nachgewiesen werden können. Diese Veränderungen werden sicherlich für das segmentale Stabilisierungssystem nicht ganz unproblematisch sein.

Wie schon erwähnt, existieren für den **M. gluteus medius** keine Vergleichstudien mit Rückenpatienten. Die Auswertung mit Hilfe des Deviationsindizes und den daraus berechneten Wahrscheinlichkeiten zeigt jedoch, dass gerade dieser Glutealmuskel besonders häufig von extrem abweichenden Innervationen betroffen ist. Signifikante Ergebnisse unterbleiben nur aufgrund der großen statistischen Standardabweichungen, also den Differenzen innerhalb der Rückenpatientengruppe. Da jedoch der Deviationsindex nur das Ausmaß, aber nicht die Zeitpunkte der individuellen Abweichungen wiedergibt, sollten weitere Studien die zeitlichen Veränderungen innerhalb des M. gluteus genauer untersuchen. Die gemittelten Innervationsverlaufskurven (vgl. Kap. 5.2.1) lassen lediglich auf eine Tendenz zur verfrühten bzw. geringeren Aktivität in der mittleren Standphase schließen, was aber noch zu beweisen sein dürfte. Wie oben schon erwähnt, konnte Vogt (2001) in seiner Studie verfrühte Aktivitäten innerhalb des M. gluteus maximus belegen, was er über eine zunehmende Stabilisierungsfunktion dieses Muskels erklärte. In dem hier durchgeführten Vergleich wurden bei der kinematischen Querschnittstudie mehrfach auffällige Abweichungen bei den frontalen Beckenbewegungen zum Ende der Standbeinphase der Rückenpatienten entdeckt (vgl Kap. 5.1.1.1, 5.1.3.3 u. 7.1.4.1.), welche maßgeblich über die Aktivitäten des M. gluteus medius beeinflusst werden. Dieses Ergebnis würde also eher auf eine verschlechterte Beckenstabilität mit veränderten EMG-Aktivitäten des M. gluteus medius hindeuten.

Weiterhin wurde für alle hier untersuchten Muskeln zusammen ein durchschnittlich abweichendes Innervationsverhalten bei den Rückenpatienten nachgewiesen. Entscheidend jedoch ist, dass die hier untersuchten chronischen Rückenpatienten mit Bandscheibenvorfall sich nicht durch ein generell abweichendes Verhalten in einem bestimmten Muskel charakterisieren lassen, sondern sich durch sehr individualisierte abweichende EMG-Kurven auszeichnen. Bei allen Rückenpatienten können innerhalb der drei Gangtestungen dysfunktionale oder krankhafte Verläufe nachgewiesen werden, welche jedoch individuell in den Ausmaßen und den Lokalisationen unterschiedlich sind.

Diese individuell verschiedene abweichende Tendenz in den Muskelinnervationen bei Rückenpatienten wurde auch in einer Studie von Anders et al. (2005) nachgewiesen. Auch hier entwickelten Probanden unter akutem Schmerzeinfluss individualisierte abweichende Innervationsverhaltensweisen der unteren Rumpfmuskulatur beim Gehen. So zeigten sich bei den 4 Probanden, bei denen sich Schmerzen durch Belastung provozieren ließen, bei mindestens zwei Muskeln aus dem Normbereich herausfallende Amplituden. Die Abweichungen waren individuell in den 5 untersuchten Muskeln verschieden, wobei jedoch relativ mehr die Bauch- denn die Rückenmuskeln betroffen waren. Interessant an dieser Studie ist weiterhin, dass diese Probanden auch schon vor der Belastung abweichende Innervationen aufwiesen. Dies kann ein Hinweis dafür sein, dass neuromuskuläre Dysfunktionen nicht nur unbedingt die Folge von Rückenschmerzen sein müssen, sondern auch die Auslöser sein können.

Neben den zunehmenden und individuell verschiedenen abweichenden Innervationsverläufen stellte sich bei individuellen Korrelationsauswertungen zwischen den einzelnen Gangvarianten ebenfalls heraus, dass intraindividuell der Ort der dysfunktionalen bzw. krankhaften Verläufe variabel ist. So sind bei den Patienten also nicht immer die gleichen Muskeln von krankhaften Verläufen betroffen. Lamoth et al. (2006a, b) weisen durch eine Untersuchung der EMG-Aktivitäten des M. erector spinae beim Gehen nach, dass chronische Rückenschmerzpatienten Probleme haben, sich auf unterschiedliche Testbedingungen wie (unerwartete) Veränderungen von Geschwindigkeiten einzustellen. Sie vermuten, dass Rückenpatienten sich durch fehlende Anpassungsfähigkeiten des M. erector spinae an unterschiedliche externe Bedingungen auszeichnen. Hubley-Kozey und Vezina (2002) untersuchen bei chronischen Rückenpatienten die zeitlichen EMG- Kurvenverläufe von mehreren lumbalen und abdominalen Muskeln bei einer Stabilisationsübung in Rückenlage,

wo bei fixiertem Becken und Rücken nacheinander die Beine angehoben und wieder abgesetzt werden. Während Rückengesunde zeitlich die gleichen intermuskulären Koordinationen aufweisen, führen die Rückenpatienten mit einer größeren Variabilität temporär wie zwischen den Muskeln diese Übung durch, was ein koordinatives Defizit innerhalb der synergistischen Muskulatur nachweist. So lässt sich vielleicht anhand der hier gewonnenen Studienergebnisse auch davon ausgehen, dass Rückenpatienten beim Gehen mit größeren Variabilitäten der intermuskulären Koordination auf der ständigen Suche nach optimalen muskulären Aktivitäten sind. Dies würde zu mindestens die unterschiedlichen abweichenden dysfunktionalen und krankhaften Innervationen zwischen den einzelnen Gangtests erklären.

Veränderte neuromuskuläre Strategien durch Schmerzen mögen in einer bestimmten Anfangsphase funktionell und eine Reaktion des segmentalen Stabilisierungssystems auf die Belastung sein (Panjabi 1989, 1991, 1992, 1993). In dieser Studie können jedoch bei chronischen Rückenpatienten langfristig bestehende Dysfunktionen innerhalb der neuromuskulären Innervationen beim Gehen nachgewiesen werden, welche individuell sehr verschieden ausfallen. Dieses individualisierte elektromyographische Gangverhalten ist ein Kennzeichen veränderter intra- wie intermuskulärer Koordinationen innerhalb segmental stabilisierender Muskulatur, wie über reduzierte Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten und veränderte zeitliche Verläufe nachgewiesen wurde. Diese neuromuskulären Dysfunktionen führen zu einer Beeinträchtigung des segmentalen Stabilisierungssystems, was die hohe Wiedererkrankungsrate bei Rückenpatienten mit erklären könnte. Daraus schlussfolgernd kann von einem Koordinationsverlust ausgegangen werden, der auch rückblickend auf den beschriebenen Forschungsstand nicht nur die lokal stabilisierenden Muskeln betrifft, sondern auch die globalen Muskeln. Das einseitige Studium von Muskelgrößen, Kraft, Ausdauer oder auch zeitlicher Verzögerungen vereinzelter Muskeln bei Rückenpatienten erfasst nur einen Teil der Rückenproblematik. Veränderte zeitliche Innervationen werden auch das Kennzeichen von propriozeptiven Defiziten sein, welche ja auch schon mehrfach bei Rückenpatienten beobachtet wurden (Parkhurst u. Burnett 1994; McGill u. Callaghan 1998; Brumange et al. 1999 u. 2000; Dalichau u. Scheele 2000). So wäre aufgrund dieser großen Bandbreite an abweichenden Innervationen sicherlich die Untersuchung größerer Probandenzahlen angebracht, um evtl. Untergruppen feststellen zu können und klare Zusammenhänge zu kinematischen Modifikationen diagnostizieren zu können.

8 Diskussion der Längsschnittstudie

8.1 Methodik

Probanden

Im Vorfeld der Studie wurden zahlreiche Ein- und Ausschlusskriterien für die Teilnahme der Probanden wie allgemeine Vorgaben formuliert (vgl. Kap. 4.2). Leider wurden die diesbezüglichen Ziele nicht in allen Punkten erreicht.

§ Da die Patientenaufnahme nur über einen Orthopäden erfolgte und zudem die Kriterien eng gesetzt waren, gestaltete sich die Patientenakquisition als problematisch. Insgesamt wurden mehr als 1 ½ Jahre benötigt, um die hier untersuchte Teilnehmerzahl von 28 Rückenpatienten für die Studienteilnahme zu gewinnen.

§ An der Studie sollten lediglich Patienten teilnehmen, die die engen Kriterien seitens des Orthopäden und des Neurologen mit Anamnese, klinischem Befund und bildgebendem Verfahren wie die geforderten anthropometrischen Daten erfüllten. Aufgrund des Engpasses an studiengeeigneten Patienten wurde in Ausnahmefällen von vereinzelten Kriterien des Gewichtes, der Größe und des Alters abgewichen, obwohl bekanntermaßen diese Faktoren die kinematischen wie elektromyographischen Ergebnisse mit beeinflussen können (Crosbie et al. 1997a, Benedetti et al. 1998; Konrad 2005).

§ Aus statistischen Gründen war im Vorfeld der Studie eine Probandenanzahl von mindestens 30 Patienten geplant, was sich jedoch aufgrund am Ende auftretender technischer Probleme, die zum Ausfall der Messtechnik führten, nicht verwirklichen ließ.

§ Insgesamt haben von den 28 teilnehmenden Probanden lediglich drei Patienten die Studie abgebrochen, so dass die Abbruchquote bei etwas mehr als 10% liegt. Die Daten dieser drei Patienten konnten in die Auswertung der Längsschnittstudie nicht mit hinein genommen werden, da sie keine Ausgangsuntersuchung mehr durchführen wollten.

§ Der Verlust der ganganalytischen Messtechnik führte leider weiterhin dazu, dass lediglich 21 Patienten nach Beendigung der Therapie nochmals beim Gehen vermessen werden konnten, was die allgemeine Aussagekraft der hier gewonnenen Ergebnisse für die kinematischen und elektromyographischen Daten der

Längsschnittstudie schmälert. Es wurden jedoch von allen 25 Probanden, die ihre Therapie beendet hatten, die Fragebögen ausgewertet.

- Mit der Zufallsaufteilung der Rückenpatienten in zwei Experimentalgruppen ergaben sich nicht in allen Punkten ausgeglichene Gruppenparameter. Dies führte z.B. bei der statistischen Auswertung dazu, dass
  - die Probanden der Experimentalgruppe 2 ein wesentlich größeres gemitteltes Gewicht ($x = 83{,}15$ kg) als in der Experimentalgruppe 1 ($x = 72{,} 27$ kg) aufwiesen.
  - bei den kinematischen wie den elektromyographischen Daten mehrere signifikante Gruppenunterschiede vor der Therapie existierten, was sich durch die großen interindividuellen Unterschiede zwischen den Probanden erklären lässt.

  Bei einer größeren Anzahl von Probanden hätten sich die gruppenspezifischen Unterschiede sicherlich reduziert.
- Im Vorfeld der Studie wurde mit dem behandelnden Orthopäden wie mit den Probanden abgesprochen, dass die Einnahme von Schmerzmitteln wie die Durchführung anderer Behandlungen auszubleiben sei. Eine mündliche Zusicherung, dass keine weiteren Behandlungen durchgeführt wurden, erfolgte von den Probanden. Vereinzelt wurden während der mehrwöchigen Behandlung bei akuter Verschlechterung von den Patienten auch in Absprache mit dem Orthopäden schmerzlindernde Medikamente genommen. Jedoch wurden zu den Zeitpunkten der Ganganalysen wie beim Ausfüllen der Fragebögen keine Schmerzmittel eingenommen.

Wahl der Physiotherapeutin

Ohne Ausnahme wurden alle Behandlungen in beiden Experimentalgruppen von einer Physiotherapeutin durchgeführt, welche aufgrund ihrer besonderen Qualifikationen und langjährigen Berufserfahrungen ausgewählt wurde. Die Behandlung durch lediglich eine Physiotherapeutin sollte gewährleisten, dass nicht externe Faktoren wie unterschiedliche Ausbildungsgrade, Einstellung und Ausstrahlung der Therapeuten oder auch die Räumlichkeiten die Behandlungsergebnisse beeinflussten.

Therapieinhalte

In beiden Gruppen war der Ausgleich dysfunktionaler Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten und die Behandlung neuromuskulärer Dysbalancen über anatomisch funktionelle Verhaltensweisen oberstes Therapieziel. Im Sinne dieser Therapieziele wurde auf die Durchführung von schmerzlindernden und entspannenden Maßnahmen, klassischen Dehnungsübungen wie auch auf die Anleitung zur Eigendehnung in beiden Gruppen nicht verzichtet.

Die Therapie der Experimentalgruppe 1 unterlag in Anlehnung an Gottlob (2001) dem Grundgedanken, dass eine ausreichend kräftige Rumpfmuskulatur die Wirbelsäule und damit die Segmente vor Belastungen schützt. Die Übungen waren also dahin gehend angelegt, dass die Patienten eine optimale Wirbelsäulenhaltung wahrnehmen und diese vor allem in der Statik, und letztendlich auch dadurch in der Dynamik, zu stabilisieren lernten. Hierfür wurden vor allem statische oder auch Übungen mit ein- oder zweidimensionalen Bewegungen zur Kräftigung der Rumpf- und Beckenmuskulatur wie zur Körperwahrnehmung durchgeführt (vgl. Kap. 3.2).

Die Therapie der Experimentalgruppe 2 erfolgte hingegen nach den Leitlinien der spiraldynamischen Therapie (vgl. Kap 3.3), welche die dreidimensionale Bewegungskoordination des menschlichen Körpers beim Gehen über eine optimale spiralige Verschraubung und Aufrichtung u.a. des Rumpfes und des Beckens verbessern will. Hierdurch sollen Stabilität, Beweglichkeit, gleichmäßige Belastung und Entlastung der Wirbelsäulensegmente erreicht werden. In dieser Studie sollten diese Ziele vor allem durch die Durchführung einer speziellen Therapieübung erreicht werden. Beim dem sogenannten Stufenschritt wird ein anatomisch korrekter, dreidimensionaler Auf- und Abbau der Stand- und der Spielbeinseite beim Gehen geübt, wodurch sich insbesondere die spiralige Verschraubung und Aufrichtung funktionell trainieren lassen.

Für die genaue Umsetzung in beiden Experimentalgruppen erhielt die Therapeutin genaue Rahmenbedingungen und Leitlinien, wobei allerdings ihr unter der Beachtung der Vorgaben bei der Ausführung relativ viel Freiraum eingeräumt wurde. So konnte die Therapeutin das Programm entsprechend den individuellen Schwächen und Stärken der Patienten in der Intensität und den Schwerpunkten variieren. Dies führte dazu, dass Patienten, trotz der Zuteilung in eine Experimentalgruppe unterschiedliche Übungsprogramme mit verschiedenen

inhaltlichen Schwerpunkten durchgeführt haben. Dieses individualisierte Training macht eine unmittelbare Zuteilung von Therapieeffekten auf Grund der Durchführung spezifischer Übungen unmöglich. Ziel dieser Studie sollte jedoch auch nicht die Evaluation der Auswirkungen bestimmter Übungen und Wiederholungszahlen auf spezielle Parameter wie z.B. Dehnfähigkeit oder Kraftentwicklung sein. Stattdessen sollte überprüft werden, ob sich über die Anwendung grundsätzlich unterschiedlicher Therapiensätze verschiedene Ergebnisse innerhalb der intra –und intermuskulären Koordinationen und des Bewegungsverhaltens nachweisen lassen.

8.2 Ergebnisse

8.2.1 Kinematische Therapieergebnisse

Für die Analyse der kinematischen Gangparameter wurden in der Hüft-, Becken- und Lendenregion die durchgeführten Bewegungsausmaße, die intraindividuellen Variabilitäten sowie die zeitlichen Verläufe der Bewegungen ausgewertet. Hypothetisch wurde im Vorfeld angenommen, dass die beiden Therapien unterschiedlich auf die untersuchten Parameter wirken.
Es existieren nur wenige Studien, die den Einfluss von Therapien auf das kinematische Gangverhalten untersuchen. Vergleichsweise häufig wird der Therapieerfolg bei Schlaganfallpatienten anhand von Ganganalysen untersucht. Jedoch unterscheiden sich die analysierten Parameter grundsätzlich von den Inhalten dieser Studie. So wird durch Schlaganfälle mit einseitigen Lähmungserscheinungen das Gehen so stark beeinträchtigt, dass Behandlungserfolge durch Ganggeschwindigkeiten und zurückgelegte Gehstrecken evaluiert werden (z.B. Peurala et al. 2008). Nur vereinzelt werden Behandlungsergebnisse über die hier untersuchten kinematischen Parameter in der Hüft-, Becken- und Lendenregion gemessen, wobei bisher lediglich eine Studie existiert, die anhand von kinematischen Ganganalysen Therapiefortschritte bei Rückenpatienten untersucht hat (Gladwell et al. 2006).

8.2.1.1 Bewegungsausmaße

Infolge der hier durchgeführten Therapien wurden die bei der Querschnittstudie festgestellten bestehenden Unterschiede bei den Gesamtbewegungsausmaßen (ROM) zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten aufgehoben. Dies gilt insbesondere für die Hüft- und Oberschenkelbewegungen. Insofern wurden durch die Behandlungen in beiden Gruppen Therapieerfolge erzielt. In Bezug auf die Bewegungsausmaße ergaben sich mit Ausnahme der sagittalen und frontalen Lendenwirbelsäulenbewegungen jedoch keine signifikant unterschiedlichen Therapieergebnisse bei bzw. zwischen den beiden Experimentalgruppen.

Als interessant werden in dieser Studie vor allem die Ergebnisse bei den sagittalen Hüftbewegungen eingeschätzt. In der Querschnittstudie waren bei den Rückenpatienten signifikant kleinere Streckbewegungen beim Gehen sowie geringere Dehnfähigkeiten in der Hüftbeugemuskulatur gemessen worden als bei den Gesunden. In der Längsschnittstudie führte die Zufallsaufteilung zu großen Gruppendiskrepanzen innerhalb der sagittalen

Hüftbewegungen beim Gehen vor der Therapie. Hier zeichnete sich die Experimentalgruppe 2 mit Extensionswerten von 9° im Vergleich zur Experimentalgruppe 1 mit 17° und zu den Rückengesundenwerten mit 19° durch ein besonders geringes Maß an Hüftstreckung aus. Nach der Therapie konnten sich die Werte der Experimentalgruppe 2 mit 13° an die Rückengesunden annähern, während sich die Experimentalgruppe 1 mit ebenfalls durchschnittlichen Werten von 13° eher verschlechterte. In beiden Gruppen wurden dieselben Dehnungsübungen durchgeführt. In der Experimentalgruppe 2 wurde jedoch zusätzlich die Hüftstreckung durch die Übung des Stufenschrittes behandelt. Bei diesem Stufenschritt wurde die Bewegungskoordination des Beckens und des Oberschenkels geübt. Bei dem Aufbau der Standphase wird beim Standbein der M. iliopsoas durch ein in der Hüfte gestrecktes Bein bei aufgerichtetem Becken gedehnt bzw. es wird trainiert, diesen Muskel möglichst locker zu lassen. So scheint diese für die Gehbewegung funktionelle Behandlung zu einer besseren Umsetzung in der Alltagsbewegung geführt zu haben.

Diese Vermutung wird durch die Ergebnisse zweier anderer Studien unterstützt. So wurde in der Studie von Godges et al. (1993) untersucht, inwieweit Stretchingübungen die Hüftbeweglichkeiten beeinflussen. Nach den Behandlungen konnten zwar signifikant größere Streckfähigkeiten nachgewiesen werden, jedoch hatte dies keine Auswirkung auf das Extensionsausmaß beim Gehen. In der Studie von DiBenedetto et al. (2005) wurden hingegen die Auswirkungen eines Yogaprogramms bei älteren Personen auf sagittale Hüft- und Beckenbewegungen untersucht. Nach einem 8-wöchigen Training wurden bei den Teilnehmern signifikant vergrößerte Schritte wie Hüftextensionsausmaße gemessen. Hieraus lässt sich schlussfolgern, dass Dehnungsübungen alleine wohl das Ausmaß an Hüftbeweglichkeiten verbessern, jedoch für eine Umsetzung im Alltag eine Therapie erfolgen muss, die die Bewegungskoordination des ganzen Körpers trainiert. Da sich vor allem bei den Hüftextensionsausmaßen in der Querschnittanalyse die bedeutendsten Defizite bei den Rückenpatienten nachweisen ließen, mag dies ein interessanter Hinweis für zukünftige Behandlungen von chronischen Bandscheibenpatienten sein.

Goldby et al. (2006) haben in ihrer Studie nach einem rumpfstabilisierenden Therapieprogramm mit Hilfe von Pilatesübungen über einen Zeitraum von 7 Wochen signifikant vergrößerte Rumpfrotationen wie sagittale Beckenbewegungen bei gleichzeitig unverändertem Ausmaß an Beckenrotation gemessen. Dies wird aufgrund einer damit einhergehenden verbesserten Mobilität im Rückenbereich als eine positive

Adaptionserscheinung für Rückenpatienten interpretiert. Diese Schlussfolgerung muss jedoch kritisch hinterfragt werden. Eine Zumahme an sagittalen Bewegungen in diesem Bereich ist nicht automatisch positiv für die Belastungen der Lendenwirbelsäule. So wurden in der hier durchgeführten Studie bei Rückenpatienten eher vergrößerte LWS- und Beckenbewegungsausmaße sowie zunehmende Ventralkippung des Beckens und Lordosen gemessen. Eine zunehmende Mobilität verbunden mit einer vergrößerten Lordose bedeutet eher eine vermehrte Beanspruchung dieses Bereiches als umgekehrt.

In der hier durchgeführten Studie ergaben sich für die Beckenbewegungen tendenziell unterschiedliche Therapieergebnisse zwischen den beiden Gruppen. So vergrößerte sich bei der Experimentalgruppe 1, in der nur isoliert die Wahrnehmung von sagittalen Beckenpositionen und deren Stabilisierung geübt wurde, die ventrale Beckenkippung. Hingegen wurde in der Spiraldynamikgruppe ein aufgerichteteres Becken beim Gehen gemessen. Da ein aufgerichtetes Becken die Voraussetzung für dessen Stabilität, die weitere Aufrichtung der Wirbelsäule und für ein muskuläres Gleichgewicht ist, hat sich die Experimentalgruppe 2 (bei der dies aber auch explizit geübt wurde) als erfolgreicher erwiesen (DiBenedetto et al. 2005; Heel et al. 2005). Insofern kann dies wie bei den Hüftbewegungen ein Indiz dafür sein, dass die Umsetzung von veränderten Beckenbewegungen mit Hilfe von funktionellen Ganzkörperübungen erfolgreicher ist als isolierte Stabilisationsübungen. Dies wird über eine Studie von DiBenedetto et al. (2005) bestätigt, wo ebenfalls tendenziell reduzierte Beckenkippungen durch Yogaübungen beim Gehen erzielt werden konnten.

In der Studie von Scannell und McGill (2003) wurde die Beeinflussbarkeit der lumbalen Haltung durch Therapien auf das Sitzen, Stehen und Gehen untersucht. Es wurden Probanden mit extremen hypolordosierten, hyperlordosierten und normalen Lendenwirbelsäulenformen getrennt über 12 Wochen hinweg mit Übungsprogrammen therapiert. Nach Ende der Behandlungseinheiten konnten extreme lumbale Wirbelsäulenhaltungen vor allem beim Sitzen und Stehen ausgeglichen werden, wodurch diese sich der durchschnittlichen Wirbelsäulenform anglichen. Es ließ sich zwar das Ausmaß lumbaler Flexion wie Extension durch Therapien beeinflussen, jedoch gingen die Patienten mit einer Hyperlordose lumbal auch nach der Therapie in vergleichsweise größerer Extension. Insgesamt zeigt die Studie von Scannell und McGill (2003), dass extreme Wirbelsäulenformen (hier gemessen am Ausmaß der Lordose) durch Therapien ausgeglichen werden können, dies jedoch vor allem bei der Umsetzung im Bewegungsverhalten nicht ganz unproblematisch ist. Methodisch hatte die

Studie von Scannell und McGill (2003) den Vorteil, dass der Einfluss von Therapien auf unterschiedliche Wirbelsäulenformen untersucht wurde, die Auswertung von gemittelten Werten und insofern auch die Ergebnisse in Bezug auf veränderte Bewegungen aufschlussreicher sind als in der hier durchgeführten Untersuchung. In der hier durchgeführten Studie konnte eine durchschnittlich signifikant reduzierte LWS-Lordose bei den Patienten der beiden Experimentalgruppen nachgewiesen werden. Dies betrifft vor allem die Experimentalgruppe 1, die sich vor der Therapie durch extreme Werte der LWS-Extension ausgezeichnet hatte.

Die signifikant unterschiedlichen Ergebnisse bei der Lateralflexion der Lendenwirbelsäule zwischen den Experimentalgruppen sind nur schwerlich zu bewerten. Insbesondere die Patienten der Experimentalgruppe 2 neigten vor der Therapie wie die Rückengesunden zu einer extremen Tendenz zur rechten Seitneigung. Diese extreme einseitige Lateralflexion lässt sich aber nicht als physiologisch interpretieren. Beim abschließenden Gangtest jedoch wurde in der Gruppe der Spiraldynamiker ein ausgeglichenes Verhältnis zwischen rechtem und linkem Ausmaß an Lateralflexion gemessen.

Nach Beendigung der Therapien fielen weiterhin vorher bestandene Unterschiede in den pelvikalen und lumbalen Bewegungen zwischen den Experimentalgruppen wesentlich geringer aus. Dies bedeutet, dass beide Behandlungen extreme individuelle Abweichungen bei den Bewegungsausmaßen durch eine Annäherung an den Mittelwert aufheben konnten.

Insgesamt konnte also die Hypothese, dass die Therapien unterschiedlich auf das kinematische Gangverhalten wirken, für die Bewegungsausmaße beim Gehen nur vereinzelt bestätigt werden. Insgesamt scheinen beide Therapien extreme Abweichungen von den gemittelten Werten der Becken– und LWS-Bewegungen zu reduzieren, was als ein grundsätzlicher Erfolg der Therapien zu bewerten ist. Jedoch deuten die nach den Therapien gemessenen sagittalen Hüft- und Beckenbewegungen auf eine größere Wirksamkeit der spiraldynamischen Therapie hin.

8.2.1.2 Bewegungsvariabilitäten

Die Ergebnisse der Längsschnittstudie zeigen, dass die durchschnittlichen Variabilitäten in den einzelnen Bewegungsebenen durch die Therapien fast durchweg abnahmen. Durch die extreme Zunahme der Bewegungsvariabilität innerhalb der frontalen LWS- Bewegungen bei

der Experimentalgruppe 2 fielen in dieser Gruppe die Abnahmen geringer aus. Es ergaben sich mit Ausnahme dieser frontalen Bewegungen zwischen Thorax und Becken aber keine signifikant unterschiedlichen Therapieergebnisse zwischen den beiden Gruppen.

Innerhalb der Gruppen selber fielen die Veränderungen durch die Therapien nicht einheitlich aus. So wurden nach den Behandlungen bei den individuell gemittelten Variationskoeffizienten der einzelnen Probanden sowohl erhöhte, gleichbleibende wie auch sinkende Bewegungsvariabilitäten berechnet, was ein Hinweis dafür ist, dass die Patienten in den einzelnen Gruppen nicht einheitlich auf die Therapien reagierten.

Als problematisch ist anzusehen, dass trotz der Zufallsaufteilung der Probanden sich die Experimentalgruppen vor der Therapie im durchschnittlichen Ausmaß ihrer individuellen Schritt-zu-Schritt Variabilität unterschieden. So bewegten sich die Patienten der ersten Gruppe vor der Therapie in allen Bewegungsebenen mit einer größeren Flexibilität als die Vergleichsgruppe.

Innerhalb der Querschnittstudie stellte sich heraus, dass die hier untersuchten chronischen Bandscheibenpatienten beim Gehen geringere Bewegungsvariabilitäten aufwiesen. Dies betraf vor allem die Ebenen, bei denen Rückengesunde sich mit besonders großen Schritt-zu-Schritt Variabilitäten bewegten. Insgesamt wurde dies als ein Mangel der Patienten interpretiert, mit einer angemessenen Variabilität auf Situationen bzw. Störungen zu reagieren. Es wurde angenommen, dass bei Rückenpatienten Schmerzerfahrungen sowie schlechtere kognitive Verarbeitung von komplexen Testbedingungen und -situationen zu einem verkrampften und damit weniger variablen Gangverhalten führen.

Die Veränderungen nach der Therapie in Bezug auf die Höhe der intraindividuellen Variabilitäten lassen sich nicht eindeutig beurteilen. Zum einen fehlt entsprechende Vergleichsliteratur, die bei einer besseren Einschätzung der hier berechneten Werte hätte helfen können. Zum anderen ergaben sich zwar tendenzielle Abnahmen der intraindividuellen Variabilitäten, aber wie schon in der Diskussion der Querschnittergebnisse festgestellt wurde, ist eine Einschätzung oder auch eindeutige positive oder negative Belegung des Ausmaßes der Bewegungsvariabilitäten nicht möglich.

Sinkende Bewegungsvariabilitäten können als ein verkrampftes Bewegungsverhalten interpretiert werden. Dies ließe sich nach dem Ende der Therapien evtl. dadurch erklären, dass die Patienten sich bemühten, in der Behandlung Gelerntes in die Praxis umzusetzen und sich vielleicht auch deshalb mehr als bei der Eingangsuntersuchung auf das Gehen konzentrierten. Wie die Studie von Lamoth et al. (2008) zeigte, reduzieren gerade Rückenpatienten bei vergrößertem Einsatz von kognitiven Ressourcen die Komplexität des Gangbildes mit abnehmenden Variabilitäten. Der Einfluss von Schmerzen beim Gehen auf das Ausmaß der Variabilitäten muss nicht berücksichtigt werden. Keiner der Probanden gab bei den Ganguntersuchungen Schmerzen an, und auch die Fragebogenauswertung ergab signifikant geringe Schmerzen und Beeinträchtigungen bei Alltagsbewegungen nach Abschluss der Therapie.

Abnehmende Bewegungsvariabilitäten können aber auch in dem Sinne als Therapieerfolge interpretiert werden, als sie Merkmale von koordinierten, geübten, sicheren und ökonomisch durchgeführten Bewegungen sind (Meinel u. Schnabel 1998). Hier muss aber noch mal erwähnt werden, dass das Gehen auf dem Laufband selbst nicht bei den Behandlungen geübt wurde. In der Diskussion der kinematischen Querschnittergebnisse wurde die These aufgestellt, dass Bewegungsqualität und –stabilität in einzelnen Bewegungsebenen nur durch höhere Flexibilitäten in anderen Bereichen ermöglicht wird. So wurden bei den Rückengesunden auffallend unterschiedlich hohe Variabilitäten in den einzelnen Bewegungsebenen gemessen. Entsprechend dieser Annahme würde sich nach den Ergebnissen der Querschnittanalyse ein koordiniertes und stabiles Gangverhalten durch hohe Konstanzen innerhalb der Hüft- sowie der frontalen Becken- und transversalen LWS-Bewegungen und durch große Flexibilitäten innerhalb der sagittalen und transversalen Becken- sowie in den sagittalen und frontalen LWS-Bewegungen gekennzeichnet. In diesem Sinne würden die niedrigen Bewegungsvariabilitäten in den Hüft-, frontalen Becken wie transversalen LWS-Bewegungen nach der Therapie als zunehmende Bewegungskonstanzen interpretiert und als Therapieerfolg bezeichnet werden können. Die Ergebnisse zeigten mit Ausnahme der transversalen Hüftbewegungen innerhalb der Experimentalgruppe 1 zunehmende Bewegungskonstanzen in diesen Ebenen. Innerhalb der sagittalen Hüft- und den frontalen Beckenbewegungen hätte die Experimentalgruppe 2 sogar signifikant stabilere Bewegungskoordinationen als die Rückengesunden.

Keine eindeutigen Veränderungen wurden bei den sagittalen und transversalen Becken- und den sagittalen LWS- Bewegungen gemessen. Signifikant unterschiedlich wirkten jedoch die

beiden Therapien auf die frontalen LWS- Bewegungen. Während bei der Experimentalgruppe 1 abnehmende Bewegungsvariabilitäten zu verzeichnen waren, näherte sich die Experimentalgruppe 2 dem Ausmaß der Schritt- zu- Schrittvariabilitäten von den Rückengesunden an.

Die Beurteilung von Therapieergebnissen anhand der Ausmaße an Bewegungsvariabilitäten durchzuführen, ist neu und wie diskutiert auch nicht unproblematisch, da die Bewertung der Höhe des Variationskoeffizienten nicht eindeutig ist. Insgesamt sind die formulierten Schlussfolgerungen also lediglich Annahmen. Sinnvoll wäre es, die hier gewonnenen Ergebnisse an einer wesentlich größeren Anzahl von Probanden zu verifizieren. Jedoch darf festgehalten werden, dass die genauere Untersuchung des Ausmaßes kinematischer Variabilitäten in den einzelnen Bewegungsebenen sowohl bei Rückengesunden wie Rückenpatienten in den Hüft-, Becken- und LWS- Regionen innerhalb weiterer Forschungen empfehkenswert wäre, da sich daraus interessante Parameter für Therapieinhalte, aber auch für die Evaluation von Therapieerfolgen ergeben könnten.
Die Ergebnisse lassen in Bezug auf die individuellen Bewegungsvariabilitäten keine grundsätzlichen Unterschiede zwischen den Therapien erkennen. Inwieweit die Therapien jedoch wirklich zu einer Verbesserung der Bewegungskoordination geführt haben, wird im Folgenden anhand der Veränderungen der zeitlichen Bewegungsqualitäten diskutiert.

8.2.1.3 Zeitliche Bewegungsqualitäten

Der Einfluss von Therapien auf die zeitliche Bewegungsqualität kinematischer Parameter der Hüft-, Becken- und LWS- Bewegungen wurde in dieser Studie zum ersten Mal untersucht.

In der Experimentalgruppe 1 wurden in 4 von 12 Bewegungsebenen Verbesserungen in Bezug auf eine zeitliche Annäherung der kinematischen Bewegungen an die Rückengesunden erzielt.

In der Experimentalgruppe 2 näherten sich mit Ausnahme der frontalen Beckenbewegungen alle Hüft-, Becken- und LWS- Bewegungen dem zeitlichen Bewegungsverhalten der Rückengesunden an. Die fehlende Annäherung der zeitlichen Bewegungen des Beckens in der frontalen Ebene lässt sich durch die Inhalte der spiraldynamischen Therapie erklären (Larson 1998; Heel 2000, 2004 u. 2006a). Bei Ganganalysen werden zum Zeitpunkt des mittleren Einbeinstandes eine kontralaterale Absenkung des Beckens von ungefähr 3 - 4° gemessen

(Crosbie et al. 1997; Perry 2003, McIntosch et al 2006, vgl. Ergebnisse der Querschnittstudie). Die Spiraldynamiker sehen jedoch eine Diskrepanz zwischen den durchschnittlich durchgeführten Beckenbewegungen und den von ihnen als anatomisch sinnvoll erachteten. Demnach würde optimalerweise in der mittleren Einbeinstandphase das Hüftbein ipsialteral über die Aktivitäten des M. gluteus medius und des M. tensor fasciae nach unten gezogen werden, wodurch das Becken auf der Spielbeinseite nach oben käme. Es wird angenommen, dass hierdurch das Becken besser auf dem Standbein stabilisiert wird, was sowohl eine Entlastung der Hüft- und der Iliosacralgelenke wie auch der Bandscheiben und Wirbelbogengelenke in der unteren LWS zur Folge hätte. Da in der Spiraldynamikgruppe sowohl ein aufgerichtetes wie auch ein auf der Standbeinseite nach unten stabilisiertes Becken trainiert wurden, erscheinen die oben genannten Ergebnisse eines abweichenden zeitlichen Verhaltens im Vergleich zu den Rückengesunden nicht weiter erstaunlich zu sein.

Bei der Querschnittanalyse zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten stellte sich heraus, dass die kinematischen Gehbewegungen der Rückenpatienten durch zahlreiche sehr unwahrscheinliche Bewegungsabläufe, welche als krankhaft definiert wurden, sich kennzeichnen. Das Ausmaß der krankhaften Bewegungen wie der betroffenen kinematischen Ebenen fielen individuell jedoch sehr verschieden aus. Nach Beendigung der Therapien erhöhte sich das Ausmaß der krankhaften Verläufe in der Experimentalgruppe 1. Hingegen waren eindeutig weniger dysfunktionale und krankhafte Bewegungsverläufe bei der Spiraldynamikgruppe vorhanden, wobei sich die deutlichsten Verbesserungen in den frontalen LWS-Bewegungen ergaben. Hier hatten vor der Therapie 9 von 10 Patienten dysfunktionale bzw. krankhafte Bewegungsverläufe und nach der Therapie waren alle Bewegungen unauffällig (auch wenn dies, wie oben berichtet, mit einer Zunahme der Bewegungsvariabilität verbunden war).

So ergaben sich signifikant unterschiedliche Therapieergebnisse bei einem Gesamtvergleich der gruppenspezifischen Deviationsindizes mit hochsignifikanten Verbesserungen in der Experimentalgruppe 2.

Hierdurch wird zum ersten Mal nachgewiesen, dass Therapien kinematische dreidimensionale Bewegungen bei den Hüft-, Becken- und LWS- Bewegungen im Alltag nachhaltig verändern können. Obwohl beide Therapien versucht haben, über Training Alltagsbewegungen und Haltungen zu verbessern, war in Bezug auf die zeitlichen Veränderungen jedoch nur die

spiraldynamische Therapie erfolgreich, welche über ein Training der gesamten dreidimensionalen Bewegungsverläufe zwischen Rumpf, Becken und Beinen im sogenannten Stufenschritt eine Veränderung der Gehbewegung vorbereitet hatte.

Lediglich die Studie von Scannell und McGill (2003) untersuchte die Veränderlichkeit von sagittalen Lendenwirbelsäulenbewegungen durch Therapien in Bezug auf das Sitzen, Stehen und Gehen. Sie konnten nachweisen, dass hyper- bzw. hypolordosierte Lendenwirbelsäulen durch entsprechend angepasste Therapien sich in Richtung der mehr physiologischen Extension bzw. Flexion verändern lassen und dementsprechend biomechanische Belastungen auf die segmentalen Strukturen reduziert werden können. Im Vergleich zu der hier durchgeführten Studie haben Scannell und McGill (2003) jedoch lediglich den Therapieeinfluss auf eindimensionale Veränderungen der LWS- Bewegungen analysiert.

Die Anwendung des Deviationsindex und die daraus berechneten Wahrscheinlichkeiten bieten also die Möglichkeit, das Gangverhalten von Rückenpatienten im Vergleich zu Rückengesunden, aber auch den Einfluss von Therapien auf zeitliche kinematische Parameter zu untersuchen. Hier zeigen sich klare Vorteile der spiraldynamischen Therapie, bei der die Gesamtkoordination von Bein, Hüfte, Becken und Rumpf in Richtung der als anatomisch sinnvoll erachteten Bewegungen trainiert wurde. Dies wurde erstmalig in der Forschung durchgeführt. Insofern existiert auch keine Vergleichsliteratur, die helfen könnte, die hier gewonnenen Parameter besser einzuschätzen. Insgesamt konnten die Auswertung der Deviationsindizes und die daraus berechneten Wahrscheinlichkeiten eindeutige Hinweise dafür liefern, dass die beiden Therapien unterschiedlich auf das zeitliche kinematische Bewegungsverhalten der Rückenpatienten wirkten.

Bei der Auswertung der Ergebnisse ist jedoch folgendes zu bedenken.
Selbst bei der Annahme, dass die ausgewählten Rückengesunden repräsentativ das allgemeine Gangverhalten mit den normalen interindividuellen Unterschieden repräsentieren, kann hier keine Aussage darüber gemacht werden, ob diese Bewegungsverläufe nach biomechanischen und anatomischen Gesichtspunkten auch die optimalen sind. Trotzdem bieten sie bei ganganalytischen Messverfahren die einzige Möglichkeit zur Referenz. Vielleicht wäre es sinnvoller gewesen, ganz im Gegensatz zu den statistischen Empfehlungen, bewusst mehr junge und sportliche Probanden auszuwählen, bei denen von einem noch physiologischeren Gangbild auszugehen ist.

Das Gehen stellt die Alltagsbewegung schlechthin dar. Es wurde deswegen eine Analyse des Gangverhaltens ausgewählt, um mögliche Therapieeffekte auf das Bewegungsverhalten zu analysieren. Jedoch finden beim Gehen, selbst bei eigentlich größeren individuellen Abweichungen der Wirbelsäulenform, die Bewegungen innerhalb der neutralen Zonen der lumbalen Gelenke statt. Lediglich bei Probanden mit extremen hyperlordosierten Lendenwirbelsäulen fanden Scannell u. McGill (2003) endgradige Bewegungen außerhalb der neutralen Zone der Gelenke und damit auch außergewöhnliche Belastungen. Bei einer Untersuchung von Alltagsbewegungen, die für die Bandscheibe belastender ausgefallen wäre, hätten sich vielleicht extremere oder auch weniger variable Abweichungen und damit auch eindeutigere Therapieergebnisse ergeben können.

8.2.2 Elektromyographische Therapieergebnisse

In der Forschung wird allgemein der Muskulatur eine entscheidende Bedeutung für die Stabilität der Wirbelsäule zugeschrieben. Eine Wirbelsäule ohne Muskulatur ist instabil. Ein gewisses Maß an Muskelkontraktionen wird für die Stabilisierung benötigt. Zu viel an Kokontraktionen der den Rumpf- und die Segmente stabilisierenden Muskulatur jedoch führen zu starken Kompressionskräften auf die Wirbel und belasten damit die passiven Elemente. Das für die Stabilität notwendige Ausmaß an Kontraktionen innerhalb der Muskulatur und die Bedeutung der einzelnen Muskeln sind sowohl situations- und belastungsabhängig unterschiedlich, als auch durch große interindividuelle Variabilitäten geprägt. Dies führt dazu, dass eine allgemeingültige funktionelle Zuschreibung bestimmter Muskelnkoordinationen für die segmentale Stabilität nicht möglich ist. So existieren in der Forschung zum Teil konkurrierende Modelle, inwieweit und welche Muskeln oder Muskelgruppen arbeiten müssen, um ausreichend segmentale Stabilität zu gewährleisten. Insgesamt werden jedoch vor allem dem M. transversus segmental stabilisierende Wirkungen zugeschrieben (vgl. Kap. 2.1.3; Richardson et al. 1999; Cholewicki u. McGill 2000; Grenier u. McGill 2007). Unbestritten ist, dass Rückenschmerzen und neuromuskuläre Dysfunktionen miteinander korrelieren. Eindeutige Dysfunktionen wurden bei den lokal stabilisierenden Muskeln, aber auch bei den intermuskulären Koordationen zwischen den lokalen und globalen Muskeln belegt. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass allein ein insuffizienter Muskel reicht, um einen segmentalen Stabilitätsverlust zu bewirken (vgl. Kap. 2.2.3; Panjabi 1991 u. 1992; Hides et al. 1994 u. 1996; McGill 1996; Richardson et al. 1999; Danneels et al. 2000 u. 2001; van Dieen et al. 2003; Freyer et al. 2004). Aufbauend auf diese nachgewiesenen Dysfunktionen versuchen mehrere Studien, wobei die Anzahl recht übersichtlich ist, die

Beeinflussbarkeit der intra- wie der intermuskuklären Koordination durch Übungen bzw. Therapien zu untersuchen.

Mehrere Studien analysieren mit Hilfe von elektromyographischen Messungen die Effektivität bestimmter Übungen auf die anvisierte Muskulatur und die segmentale Stabilität (Richardson et al. 1990, 1992 u. 1999; Ng u. Richardson 1994; Arokoski et al. 1999; Kavcic et al. 2004; Brown et al. 2006; Vera-Gracia et al. 2007; Stanton u. Kachuk 2008). In der Studie von Kavcic et al. (2004) werden z.B. bei verschiedensten Stabilisationsübungen sowohl die Innverationen der den Rumpf stabilisierenden Muskulatur gemessen als auch über biomechanische Analysen die über die muskulären Aktivitäten entstehenden Wirbelsäulenstabilitäten und Kompressionskräfte berechnet. Andere untersuchen mit Hilfe von elektromyographischen Aktivitäten und biomechanischen Berechnungen, inwieweit sich über verschiedene Formen der Intensivierung der Bauchmuskelaktivitäten die Wirbelsäulenstabilität erhöht (Richardson et al. 1992; Brown et al. 2006; Vera-Gracia et al 2007; Stanton u. Kachuk. 2008).

Bei einigen Therapieansätzen wird davon ausgegangen, dass allgemeine oder lokale Kraft- und Ausdauerdefizite in der die Wirbelsäule stabilisierenden Muskulatur zu reduzierten Belastungstoleranzen der Segmente führen und durch Therapien erhöhte Kokontraktionskräfte helfen, die Wirbelsäule zu stabilisieren. So werden Therapieeffekte anhand spezifischer intramuskulärer Koordinationen gemessen, wobei der Therapieerfolg an zunehmendem Muskeleinsatz oder auch abnehmenden Ermüdungserscheinungen beurteilt wird (Lindgren et al. 1993; Granata et al. 2001; Koumantakis et al. 2005). Lindgren et al. (1993) konnten z.B. nachweisen, dass bei Patienten auf der Höhe ihrer segmentalen Instabilitäten veränderte EMG-Innervationen innerhalb des M. multifidus sich durch Training verbessern lassen. Koumantakis et al. (2005) zeigen, dass in Bezug auf die lumbale Muskelausdauer nicht die Therapieform (allgemeine Kraftausdauerübungen mit und ohne spezifisches segmentales Stabilisationstraining) entscheidend ist, sondern die Teilnahme an einer Behandlung an sich zu verbesserten Ausdauerwerten in der untersuchten Muskulatur führt.

Andere Forscher gehen davon aus, dass nicht allein die Schwäche der Muskulatur, sondern auch Veränderungen innerhalb der intermuskulären Koordinationen für Rückenpatienten problematisch sind. So untersuchen Studien, inwieweit Behandlungen überhaupt auf intermuskuläre Koordinationen Einfluss nehmen können. Dies erfolgt z.B. über die

Aufzeichnung elektromyographischer Aktivitäten bei bestimmten Stabilisationsübungen (O´Sullivan et al. 1998; Stevens et al. 2007). In diesen Studien wurde nachgewiesen, dass durch segmentale Stabilisationsübungen sich das relative Kraftverhältnis zwischen Bauch- und Rückenmuskeln wie zwischen lokalen und globalen Muskeln verändern lässt. Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass unterschiedliche Übungsformen die automatische Rekrutierung der untersuchten Muskeln bei den Rumpf belastenden Situationen verschieden beeinflussen. Die Studien können also insgesamt nachweisen, dass mit der Durchführung von bestimmten Übungen sich Veränderungen sowohl innerhalb der intra- und der intermuskulären Koordinationen bei den Rumpf stabilisierenden Muskeln bewirken lassen.

In der hier durchgeführten Untersuchung wurde in der Querschnittstudie bewiesen, dass verschiedene intra- und intermuskulär veränderte Koordinationen innerhalb des M. transversus abdominis, M. multifidus und M. gluteus medius bei Rückenpatienten existieren. Mit Hilfe der ausgewählten Therapien sollten diese dysfunktionalen neuromuskulären Aktivitäten verändert werden. Diese Veränderungen wurden jedoch nicht, wie bisher allgemein in der Forschung üblich, anhand therapierelevanter Übungen überprüft. Stattdessen sollte evaluiert werden, ob sich durch die Behandlungen veränderte bzw. den Rückengesunden angenäherte Innervationen bei Alltagsbewegungen feststellen lassen. Als studierte Alltagsbewegung wurde das Gehen als eine im Unterbewusstsein ablaufende Bewegung, bei der die neuromuskulären Aktivitäten in der untersuchten Muskulatur nicht willkürlich von den Probanden beeinflusst werden können, ausgewählt. Für die Auswertung wurden weder die beim Gehen angewandte Kraft noch die Ermüdungserscheinungen in den beiden Therapiegruppen untersucht, sondern es wurden Parameter ausgewählt, die die intra- und intermuskulären Koordinationen anhand der Innervationsverläufe analysieren. Hierfür wurde das Ausmaß an intraindividuellen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten und an zeitlichen Abweichungen bei den Innervationsverläufen im Vergleich zwischen den Experimentalgruppen wie zu den Rückengesunden bewertet.

8.2.2.1 Innervationsvariabilitäten

Der M. transversus abdominis zeichnet sich, wie im Forschungsstand berichtet (Kap.2.1.3.2.1), im Vergleich zur übrigen Rumpfmuskulatur durch antizipatorische bzw. tonische Aktivitäten bei Belastungen aus, weswegen dem Muskel besondere Bedeutung innerhalb des segmentalen Stabilisierungssystems zugeschrieben werden (vgl Kap. 2.1.3.2.1; Hodges et al. 1997; Sapsford et al. 1997; Richardson 1999). Bei Rückenpatienten wurden u.a.

fehlende antizipatorische Aktivitäten nachgewiesen (vgl. Kap. 2.3.2.2; Richardson et al. 1999; Moseley et al. 2003 u. 2004). Auch bei dem lokalen Stabilisator M. multifidus wurden zahlreiche Dysfunktionen segmental auf der Höhe der Pathologie bei Rückenpatienten gefunden (vgl Kap. 2.3.2.2; Parkkola 1993; Hides et al. 1994 u. 1996, Hodges et al. 2006). Aufbauend auf diesForschungsergebnisse zu den Dysfunktionen innerhalb der lokalen Muskulatur wurden die im Kapitel (2.4) beschriebenen und inzwischen vielfach in der Therapie angewandten segmentalen Stabilisationsübungen von einer australischen Forschungsgruppe entwickelt. Mit Hilfe der in diesen Übungen in vorwiegend statischen Positionen wiederholt durchgeführten isolierten Ansteuerungen des Muskels durch die Patienten sollen Veränderungen innerhalb des Nervensystems erreicht werden, die zu einer automatischen Rekrutierung in nicht trainierten, aber funktionellen Tätigkeiten und Bewegungen führen (Richardson et al. 1999; Tsao u. Hodges 2005 u. 2007). Zahlreiche empirisch belegte Fortschritte in Bezug auf Schmerzen und veränderte intramuskuläre Koordinationen innerhalb dieser lokalen Stabilisatoren konnten durch diese Stabilisationsübungen bei Patienten erzielt werden (vgl. Kap. 2.4). Jedoch wurde erst kürzlich untersucht, ob diese Stabilisationsübungen auch neurophysiologische Auswirkungen auf funktionelle, aber nicht geübte Alltagsbewegungen haben (Tsao und Hodges 2005 u. 2007). Hierfür wurden, wie in dieser Studie auch, Therapieerfolge anhand von vor und nach den Behandlungseinheiten gemessenen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten innerhalb der Innervationen des M. transversus abdominis beim Gehen untersucht. Dabei zeigte sich, dass schon nach einmaliger Behandlung mit isolierten Ansteuerungsübungen des innersten Bauchmuskels die intraindividuellen Variabilitäten dieses Muskels beim Gehen abnahmen, was sich bei zunehmender Therapiedauer noch steigerte. Diese reduzierten Variabilitäten konnten bei einem Großteil der Rückenpatienten auch 6 Monate nach Beendigung der Therapie noch nachgewiesen werden. Diese Studien wiesen also zum ersten Mal nach, dass ein isoliert statisches Muskeltraining des M. transversus abdominis zu konstanteren Aktivitäten des Muskels beim Gehen führen und damit neurophysiologische Anpassungen innerhalb von nicht trainierten, funktionellen Alltagsbewegungen bewirken können. Dass gerade diese isolierten Ansteuerungsübungen besonders effektiv für die intramuskulären Koordinationen sind, belegen die Ergebnisse einer weiteren Studie. So konnten im Gegensatz durch eher unspezifische Kraftübungen, bei denen der Einsatz des M. transversus abdominis in Kokontraktion mit den anderen Bauchmuskeln erfolgte, keine Veränderungen bei der Höhe der Variationskoeffizienten beim Gehen festgestellt werden (Hall et al. 2007). Zu bedenken ist jedoch, dass in der Studie von Hall et al. (2007) die Auswirkungen eines einmaligen

Trainings auf die Innervationsvariabilität gemessen wurden, weswegen diese Studie keine Aussagekraft über Therapieergebnisse von länger andauernden Behandlungen besitzt.

Unter Berücksichtigung der eigenen Studienergebnisse müssen diese klar von Tsao und Hodges (2005 u. 2007) formulierten positiven Korrelationen zwischen abnehmenden Variabilitäten und steigenden intramuskulären Fähigkeiten beim Gehen zumindest kritisch hinterfragt werden. So wurden in der hier durchgeführten Querschnittstudie vor allem beim M. transversus abdominis signifikant geringere Innervationsschwankungen bei den nicht therapierten Rückenpatienten gefunden als bei den Rückengesunden. Interpretiert wurden in der Diskussion (vgl. Kap. 7.2.2.1) diese geringeren Innervationsschwankungen als eine neurophysiologische dysfunktionale Anpassung der Muskeln an chronischen Schmerzen, was in einem eklatanten Widerspruch zu den oben genannten Schlussfolgerungen der anderen Studie von Tsao und Hodges (2005 u. 2007) steht. Jedoch ist der studieneigene Aussagewert der Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten auch aufgrund seines relativen Aussagewertes und des Verlustes des Innervationsnivaus unbestimmt und alle daraus gezogenen Schlussfolgerungen müssen mit einer gewissen Vorsicht angenommen werden (vgl. Kap. 7.2.2.1).

In der hier durchgeführten Studie beschränkte sich die Auswertung der Innervationsvariabilitäten beim Gehen nicht auf den M. transversus abdominis. Es wurden ebenfalls die Einflüsse der Therapien auf die Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten innerhalb des M. multifidus und des M. gluteus medius untersucht. Dabei zeigten sich nach den mehrwöchigen Behandlungen hinsichtlich des Ausmaßes der intraindividuellen Variabilitäten beim Gehen signifikant unterschiedliche Tendenzen bei den beiden Experimentalgruppen.

Die Höhe der Innervationsvariabilitäten bei der Experimentalgruppe 1 nahm nach der Therapie sehr signifikant zu, wodurch sich sehr signifikante Unterschiede dieser Gruppe zu den Rückengesunden und zu den Ergebnissen der Experimentalgruppe 2 ergaben. Bemerkenswert sind dabei vor allem die signifikant größeren Variationskoeffizienten durchschnittlich aller abgeleiteten Muskeln der Experimentalgruppe 1 nach der Therapie im Vergleich zu vorher. Hier lässt sich also ein klarer Therapieeffekt durch die Behandlungsformen nachweisen, wo die Muskeln möglichst spezifisch, aber in Kokontraktion mit anderen entsprechend den individuellen Haltungsschwächen trainiert wurden (vgl. Kap. 3.2). Ziel war ein Kraftzuwachs in der stabilisierenden Muskulatur verbunden mit einer Steigerung der Körperwahrnehmung. Zur Errinnerung: Diese Zunahme der individuellen

Innervationsvariabilitäten in der Experimentalgruppe 1 beim Gehen ist mit sinkenden Bewegungsvariabilitäten in fast allen Ebenen verbunden. Entsprechend den Bewertungskriterien von Tsao und Hodges (2005 u. 2007) würden diese zunehmenden Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten einen intramuskulären Koordinationsverlust bedeuten. Da die extrem großen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten in der Experimentalgruppe 2 sich auch sehr signifikant von den in der Querschnittstudie ermittelten Ergebnissen der Rückengesunden unterscheiden, wird insgesamt davon ausgegangen, dass in Bezug auf die Gehbewegung dieses Ergebnis ein Hinweis für eine nachlassende Effizienz der Stabilisationsmuskeln ist. Für die Wirbelsäule muss die Effektivität dieser Therapieform für das Gehen also kritisch hinterfragt werden.

Bei der Experimentalgruppe 2 blieb das Ausmaß der Innervationsschwankungen des M. transversus abdominis beim Gehen im Vergleich zum Ausgangswert identisch oder ließ nach, während sie sich innerhalb der übrigen Muskulatur geringfügig erhöhten. In dieser Experimentalgruppe sollten die Aktivitäten der Stabilisationsmuskulatur (indirekt) zum einen über funktionelle dreidimensionale Bewegungen des Beckens wie der Wirbelsäule mit abwechselnden konzentrischen und exzentrischen Bewegungen trainiert werden. Zum anderen sollte über den funktionellen Einsatz der Beckenbodenmuskulatur eine Reaktivierung der abdominalen Bauchmuskeln erfolgen. Mit Ausnahme des M. gluteus medius wurden die hier untersuchten Muskeln, zumindest was die Therapieübung „Stufenschritt“ betrifft, auf einem geringen Kraftniveau ohne spürbare Ermüdungserscheinungen trainiert. Dabei wurde davon ausgegangen, dass beim Gehen ein geringes Kraftniveau für die segmentale Stabilisierung ausreichend ist. So wurde in der Studie von McGill et al. (1996) nachgewiesen, dass schon geringe Innervationen der lokalen Muskulatur von 1- 3% der Maximalkraft segmental stabilisierende Wirkungen besitzen. Bei einem Vergleich zu dem Variabilitätsausmaß der Rückengesunden ist die geringfügige Erhöhung und damit vollzogene Annäherung an die Rückengesunden in der Experimentalgruppe 2 als funktional einzuschätzen. Eine Interpretation im Sinne der Studie von Tsao und Hodges (2005 u. 2007) würde im Vergleich zu den Effekten der segmentalen Stabilisationsübungen zu weniger positiven Bewertungen führen, da keine signifikanten Reduzierungen der intraindividuellen Variabilitäten beim M. transversus abdominis erzielt wurden (was hier jedoch auch zu noch extremeren Unterschieden zu den Rückengesunden geführt hätte). Die Problematik der Auswertung des Variationskoeffizienten wurde schon mehrmals u.a. im Kapitel (7.2.2.1) diskutiert. Für eine bessere Einschätzung der Therapieergebnisse helfen jedoch die sich anschließenden

Auswertungen der zeitlichen Innervationsverläufe mit, bei denen ebenfalls unterschiedliche Therapieergebnisse zwischen den beiden Gruppen andeuten und sich lediglich bei der Experimentalgruppe 2 Annäherungen an die Rückengesunden ergaben. Insgesamt lässt sich anhand der Innervationsvariabilitäten aber vor allem die Hypothese bestätigen, dass die beiden Therapien unterschiedlich Auswirkungen auf die intramuskulären Aktivitäten während des Gehens bei den Patienten haben. Die signifikant höheren Variabilitäten in der Experimentalgruppe 1 weisen auf verschlechterte Innervationsschwankungen der Patienten durch die durchgeführte Therapie beim Gehen hin.

8.2.2.2 Zeitliche Innervationsqualitäten

Die Auswirkungen von Therapien auf das zeitliche Innervationsverhalten beim Gehen sind in dieser Studie zum ersten Mal Gegenstand des Forschungsinteresses. Insofern existiert wiederum keinerlei direkte Vergleichsliteratur. Die statistische Ergebnisauswertung der Deviationsindizes konnte keine signifikanten Zusammenhänge oder Verbesserungen durch die Therapien belegen. Jedoch existieren mehrere Hinweise dafür, dass gegensätzliche Therapieeinflüsse innerhalb der beiden Experimentalgruppen in Bezug auf die Innervationsqualität bei den hier untersuchten Muskeln existieren. So konnte festgestellt werden, dass im Gegensatz zu der Experimentalgruppe 1 die Probanden der Experimentalgruppe 2 in Bezug auf die Höhe der durchschnittlichen gesamten Deviationsindizes sich deutlich den Rückengesunden annähern. Weiter ergaben sich bei der Experimentalgruppe 1 keine Veränderungen hinsichtlich der Anzahl der krankhaften und dysfunktionalen Verläufe, während sie sich in der Experimentalgruppe 2 mehr als um ein 1/3 verringerten. Bei der Experimentalgruppe 1 zeigten bei der Auswertung der individuellen Deviationswahrscheinlichkeiten lediglich 2 Patienten bessere Werte also vorher. Bei der Experimentalgruppe 2 nähern sich 7 von 10 Patienten dem Innervationsverhalten der Rückengesunden an. Die Patienten der Experimentalgruppe 2 erzielen bei den zeitlichen Verläufen also klar größere Therapieerfolge als die Patienten der Vergleichsgruppe, obwohl auch in dieser Gruppe noch zahlreiche dysfunktionale wie krankhafte Verläufe bei den „Therapierten“ existieren.

Lediglich einzelne Studien untersuchen die zeitliche Beeinflussbarkeit des M. transversus abdominis. Diese konnten nachweisen, dass durch isolierte M. transversus abdominis Übungen unverzüglich, aber steigend mit zunehmender Therapiedauer sich der Zeitpunkt der Aktivitäten dieses tiefen Bauchmuskels bei Extremitätenbewegungen nach vorne verschieben

lässt (Jull et al. 1998; Tsao und Hodges 2005 u. 2007). Je größer die Qualität der durchgeführten isolierten Aktivitäten durch die Patienten ausfiel, desto besser waren die Ergebnisse in Bezug auf den vor der Therapie festgestellten Verlust der antizipatorischen Aktivitäten. Andere Studien untersuchten den Einfluss eines M. transversus abdominis-Training in Kombination mit anderen Synergisten über Bauchmuskelübungen wie Sit-ups, Curl-ups, Seitenstütz und Vierfüßlerstand z.T. kombiniert mit Bauchatmung. Hier konnten keine zeitlichen Vorverschiebungen des Muskels bei isolierten Armbewegungen gemessen werden (Tsao u. Hodges 2005 u. 2007; Hall et al. 2007).
Hieraus kann also geschlussfolgert werden, dass verschiedene Therapiemethoden das zeitliche Innervationsverhalten unterschiedlich beeinflussen können und dass das isolierte Training des M. transversus abdominis eine geeignete Möglichkeit darstellt, die defizitären antizipatorischen Ansteuerungen bei Rückenpatienten wiederherzustellen (Hall et al. 2007).

Es existieren keine Studien mit Rückenpatienten, die die Beeinflussbarkeit zeitlicher Innervationen beim Gehen durch Therapien evaluieren. Auch in dieser Studie konnten die zeitlichen Veränderungen nur eingeschränkt untersucht werden. So können keine Angaben über die Zeitpunkte phasischer Aktivitäten gemacht werden, wobei insbesondere das Ausmaß antizipatorischer Aktivitäten des M. transversus abdominis aus schon erwähnten Gründen interessant gewesen wäre. Auch konnte der Einfluss der Therapien auf spezielle Parameter, wie z.B. die von anderen Studien unter dem Einfluss von Rückenschmerzen gemessenen veränderten phasischen Aktivitäten beim Gehen (Arendt-Nielson et al. 1995; Vogt 2001; Lamoth et al. 2003, 2004 u. 2006b; Anders et al. 2007), nicht überprüft werden. Jedoch wurde das Ausmaß zeitlicher Abweichungen von rückengesunden Innervationskurven beim Gehen vor und nach den Therapien quantifiziert, wodurch ein entscheidender Beitrag für die Therapieevaluation geleistet werden konnte.

Bei keiner der beiden Therapiegruppen konnten signifikante Erfolge in Bezug auf eindeutige Annäherungen beim zeitlichen Innervationsverhalten zu den Rückengesunden nachgewiesen werden. Dies zeigt wie schwer es ist, neurophysiologische Veränderungen innerhalb weniger Wochen zu bewirken. Trotzdem weist diese Studie zumindest nach, dass es in Bezug auf die Gehbewegung sinnvoll ist, intra- und intermuskuläre Koordinationen der gesamten Rumpf-, Becken- und Beinmuskulatur über physiologische dreidimensionale Bewegungen zu trainieren. Hierdurch wurden auf jeden Fall größere Therapierfolge in Bezug auf die

neurophysiologischen Aktivitäten beim Gehen erzielt, als bei ein- bis zweidimensionalen muskel(gruppen)spezifischen Krafttrainingsübungen.

Insgesamt muss festgehalten werden, dass in Bezug auf die elektromyographischen Aktivitäten gegensätzliche Therapieergebnisse in beiden Gruppen erzielt wurden. So wurden in der Experimentalgruppe 1, also in der Gruppe, bei der die Bauch, Rücken- und Gesäßmuskeln in Kokontraktion mit ihren Synergisten trainiert wurden, verschlechterte Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten wie zeitliche Innervationsverhalten beim Gehen gemessen. Hingegen weist die Experimentalgruppe 2, bei der die gesamte Muskulatur gemeinsam intermuskulär koordiniert trainiert wurde, sowohl beim Ausmaß der intraindividuellen Variabilitäten als auch bei der zeitlichen Innervationsqualität nach dem Ende der Therapie verbessere Werte auf. Die Hypothese kann also bestätigt werden, dass unterschiedliche Therapieformen zu unterschiedlichen Ergebnissen innerhalb bestimmter Komponenten des segmentalen Stabilisierungs- und Bewegungssystems führen.

8.2.3 Fragebögen

Um den Einfluss der Therapien noch genauer einschätzen zu können, sollten neben den oben beschriebenen kinematischen und elektromyographischen Messungen weitere Aspekte zusätzlich mit Hilfe von Fragebögen genauer untersucht werden. Hierbei wurden die empfundenen Beeinträchtigungen in sieben verschiedenen Lebensbereichen („PDI“), die körperlichen Verfassungen in Bezug auf Aktiviertheit, Trainiertheit, Gesundheit und Beweglichkeit („Wkv“), bandscheibenspezifische ausstrahlende Schmerzen, wie durch den Rücken belastende Alltagsbewegungen entstehende Schmerzen evaluiert (vgl. Kap. 4.3.4). Lediglich der „PDI“ ist ein international üblicher Fragebogen, der von zahlreichen Studien auch für die Evaluation von Therapieerfolgen von Schmerzpatienten verwandt wurde. Z.B. ist der „PDI“ Teil des Fragebogens beim Göttinger-Rücken-Intensiv-Programm (GRIP), des Verlaufs-Fragebogens für Schmerzpatienten des DRK Schmerz-Zentrum Mainz und des Schmerz-Fragebogens der Deutschen Gesellschaft für Schmerztherapie e.V.. Der „Wkv“-Fragebogen wurde ausgewählt, weil sich darüber die subjektiv empfundenen Verbesserungen innerhalb der körperlichen Verfassungen durch die Therapie evaluieren ließen. Da dieser Fragebogen bisher aber nicht für die Beurteilung von Rückentherapien eingesetzt wurde, existiert keine Vergleichsliteratur. Die beiden anderen Fragebögen wurden selbst entworfen, um die Schmerzentwicklung speziell bei Bandscheibenpatienten zu evaluieren. Hierfür wurde kein angemessener standardisierter Fragebogen in der Literatur gefunden.

Zahlreiche Studien bewerten mit Hilfe von Fragebögen Therapieeffekte. Es werden z.B. die empfundenen Schmerzen, funktionelle Beeinträchtigungen und Lebensqualitäten bei den Patienten evaluiert. Eine einheitliche Aussage jedoch über den Therapieerfolg bestimmter Behandlungsformen ermöglichen diese Studien nicht, da kaum eine Vergleichbarkeit zwischen den Therapien besteht. Zum einen werden die Ergebnisse der unterschiedlichsten Therapien untersucht. Mit Ausnahme der segmentalen Stabilisationsübungen, wo klare Richtlinien vorgegeben sind, werden in keinen zwei Studien die gleichen Behandlungen durchgeführt. Es existieren Studien, die multidisiplinäre Behandlungen durchführen, andere Therapeuten behandeln nach ganz spezifischen Konzepten wie z.B. nach McKenzie. In einigen Studien werden kurzfristige, in anderen langfristige Effekte analysiert. Es werden Studien mit akuten wie mit spezifischen oder unspezifischen Rückenschmerzpatienten durchgeführt. Einige Studien stellen die Effekte unterschiedlicher Therapieinterventionen in Relation zueinander, andere hingegen ziehen einen Vergleich zu einer Placebo- Behandlung (O´Sullivan et al. 1997; Hides et al. 2001; Maher et al. 2005; Bak et al. 2006; Cairns et al. 2006; Feirreira et al. 2006; Goldby et al. 2006; Kasai et al 2006; Kofotolis u. Kellis 2006). Rasmussen-Barr et al. 2003 z.B. vergleichen den Therapieerfolg von Stabilisationstraining im Vergleich zu manuellen Therapien. Während wenige Unterschiede nach einer 3- Monate-Behandlungsdauer zu erkennen waren, zeigten die Stabilisationsübungen eindeutig bessere Langzeiteffekte. In der Studie von Bak et al. (2006) wurden mit Hilfe von Fragebögen die kurzfristigen und langfristigen Therapieeffekte bei Patienten mit lumbaler Nukleotomie untersucht, wobei die Probanden in eine Therapiegruppe mit überwiegend Kräftigungskomponenten und einer weiteren mit überwiegend koordinativen Elementen eingeteilt waren. Es zeigten sich signifikante Verbesserungen in beiden Gruppen mit geringfügig deutlicheren Ergebnissen in der Sensomotorikgruppe, welche schwerpunktmäßig Stand- und Gangübungen auf weichen Unterlagen, Kreiseln, Wippen und dem Posturomed durchgeführt hatte. Cairns et al. (2006) hingegen vergleicht die Ergebnisse konventioneller Physiotherapie verbunden mit aktiven Übungen oder segmentalen Stabilisationsübungen. Beide Gruppen zeigten signifikante Verbesserungen bzgl. der Schmerzentwicklung, der Lebensqualität wie der physischen Entwicklung, jedoch ergaben sich keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Insgesamt kann festgehalten werden, dass mit Hilfe von Fragebögen, bei denen die Schmerzentwicklung und funktionellen Beeinträchtigungen evaluiert wurden, signifikant die aktiven Übungen besser abschnitten als andere Therapieformen wie z.B. passive Maßnahmen oder Akkupunktur (van Tulder u. Koes 2001). In einigen Studien werden bessere

Langzeitergebnisse der segmentalen Stabilisationsübungen nachgewiesen, jedoch ergeben sich keine klaren Indizien dafür, dass eine der Therapieformen mit aktiven Übungen den anderen wirklich überlegen ist (van Tulder u. Koes 2001; Maher et al. 2005; Feirreira et al. 2006; Kasai et al 2006). Insofern fügen sich die hier ermittelten Fragebogenergebnisse gut in den aktuellen Forschungsstand ein, wo in beiden Experimentalgruppen mit aktiven Übungen signifikante Verbesserungen gemessen wurden.

Bei der Erfassung von schmerzbedingten Beeinträchtigungen in ausgewählten Lebensbereichen („PDI“) zeigten sich in beiden Gruppen dieselben signifikanten Fortschritte. Die Therapien führten in beiden Gruppen zu (sehr) signifikanten Abnahmen der Schmerzen. Es verbesserten sich sowohl die Schmerzen bei typischen den Rücken belastenden Alltagssituationen und –bewegungen (z.B. schweres Heben, längeres Sitzen) als auch die radikulären Schmerzen und Missempfindungen in den Lenden-, Becken- und Beinregionen. Desweiteren zeigten sich in beiden Gruppen sehr signifikante Verbesserungen in Bezug auf die körperlichen Zustände und Verfassungen. Bei allen vier indirekt nachgefragten körperlichen Dimensionen – Aktiviertheit, Trainiertheit, Beweglichkeit und Gesundheit - wurden sehr signifikante Fortschritte durch beide Therapien erzielt.

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Wirkungen beider Therapien, die sich durch unterschiedliche, hauptsächlich aktive Bewegungsprogramme auszeichneten, von den Patienten als sehr positiv wahrgenommen wurden. Die signifikanten Reduzierungen der Schmerzen und Beeinträchtigungen wie die Verbesserungen der empfundenen körperlichen Verfassungen spiegeln indirekt eine sehr große Zufriedenheit mit den Therapien wieder und dies, obwohl sich schon viele Patienten sehr lange mit Rückenschmerzen geplagt hatten und teilweise schon mehrere Therapieprogramme durchlaufen hatten. Insgesamt spricht dies für eine hohe Qualität der Therapien und für sehr gute Betreuungen seitens der Physiotherapeutin und des Arztes. Für eine wirkliche Bewertung des Therapieerfolges jedoch wäre es sinnvoll gewesen, die Langzeiteffekte der beiden Behandlungsformen zu vergleichen. Wie einige Studien nachweisen konnten, ergaben sich bei den Therapien mit aktiven Übungen hier entscheidende Unterschiede, die auf einen besseren Effekt der segmentalen Stabilisationsübungen schließen ließn (Hides et al. 2001; Kasai et al 2006).

9 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

Mit dieser Arbeit sollte überprüft werden, ob sich innerhalb neuromuskulärer Aktivitäten der segmental und das Becken stabilisierenden Muskulatur und bei kinematischen Bewegungen der Lenden-, Becken- und Hüftregion typische Dysfunktionen beim Gehen zwischen Rückengesunden und chronischen lumbalen Bandscheibenpatienten belegen lassen. Darauf aufbauend sollten die Effekte zweier verschiedener therapeutischer Ansätze untersucht werden. Beide Therapien versuchten über die Behandlung der Haltungs- und Bewegungsgewohnheiten segmental belastende Dysfunktionen innerhalb stabilisierender Elemente auszugleichen.

Theoretische Grundlagen und Ziele der Arbeit

Nach einem in dieser Arbeit übernommenen Konzept von Panjabi (1990, 1992a u. b) ist **segmentale Stabilität** abhängig von der Integrität drei stabilisierender Subsysteme: den passiven, aktiven und neuralen Elementen der Wirbelsäule. Entsprechend des hier gewählten Forschungsinteresses wurde die Funktion der segmental stabilisierenden Muskulatur allgemein, aber insbesondere für die Gehbewegung genauer analysiert. Zahlreiche Studien belegen beim M. transversus abdominis, aber auch beim M. multifidus die heraus gehobene Rolle dieser lokalen Muskeln für die segmentale Stabilisierung. Jedoch scheint die Bedeutung des M. obliquus internus, des M. psoas, des Beckenbodens und des Zwerchfells lange unterschätzt worden zu sein. Die segmental stabilisierenden Muskeln sind allgemein aufgrund ihres anatomisch in der Tiefe liegenden Verlaufs nur schwer in ihren Innervationen und Kräften messbar, weswegen ihre genauen Aktivitäten und die daraus abgeleiteten Funktionen bisher nur unzureichend bei Alltagsbewegungen erforscht wurden. Bisherige Studienergebnisse spiegeln vor allem die Komplexitität dieser Innervationen in Abhängigkeit von den zahlreichen unterschiedlichen auf die Wirbelsäule einwirkenden Belastungsformen wieder. Das zentrale Nervensystem koordiniert diese muskuläre Koordination zur Stabilisierung, jedoch scheinen sowohl intra- als auch interindividuell unterschiedlichste Stabilisierungsstrategien der lokalen wie der globalen Muskulatur zu existieren.

Zwischen Rückenschmerzen und **Dysfunktionen im segmentalen Stabilisierungssystem** bestehen vielfach belegte Zusammenhänge. Über Jahrzehnte hinweg wurden mit den unterschiedlichsten Untersuchungsverfahren vor allem die Dysfunktionen innerhalb des passiven Subsystems analysiert. Es existieren jedoch bis heute keine einheitlichen

Definitionen der Begriffe Instabilität, Hypermobilität, Stabilitätsverlust bzw. segmentale Dysfunktionen. Eindeutige Korrelationen zu klinischen Zeichen und Symptomen sind aufgrund der vielfach existierenden unterschiedlichen Dysfunktionen innerhalb des segmentalen Stabilisierungssystems nicht geklärt. Für Dysfunktionen innerhalb der aktiven und neuralen Subsysteme wurden vor allem im letzten Jahrzehnt unzählige Belege innerhalb der globalen und der lokalen Muskulatur gefunden. Es sind sowohl intramuskuläre Defizite vorhanden als auch veränderte intermuskuläre Koordinationen. Dysfunktionen zeigen sich durch reduzierte Kraft- und Ausdauerwerte, zunehmende oder abnehmende Aktivitäten, Kokontraktionen, veränderte Synergisten- oder auch Synergisten-Antagonistenverhältnisse, segmentale Atrophien, Verlust von antizipatorischen und auch tonischen Aktivitäten. Auch scheinen propriozeptive Fähigkeiten bei Rückenpatienten eingeschränkt zu sein. Angesichts der Annahme, dass schon ein defizitär arbeitender Muskel reicht, um Dysfunktionen im segmentalen Stabilisierungssystem zu provozieren, erscheinen die Veränderungen in den aktiven wie neuralen Subsystemen gravierend zu sein, so dass die hohen (Wieder-) erkrankungsraten nicht verwunderlich sind.

Die Integrität dieses segmentalen Stabilisierungssystems steht ebenfalls in einem gegenseitigen Abhängigkeitsverhältnis zum **Bewegungssystem**. Durch schlechtes Bewegungsverhalten und Haltungsgewohnheiten werden die drei passiven, aktiven und neuralen Subsysteme ungünstig beeinflusst. Dysfunktionen im segmentalen Stabilisierungssystem und Schmerzen nehmen wiederum Einfluss auf das Bewegungssystem.

Insgesamt exisitieren zahlreiche Therapien mit dem Anspruch die segmentale Stabilität verbessern zu wollen. Lediglich das Konzept einer australischen Forschungsgruppe, innerhalb dessen über isolierte statische Ansteuerungen lokaler Muskeln neuromuskuläre Defizite behandelt werden, wurde bisher umfassend wissenschaftlich begleitet. Die darüber hinaus existierenden Therapieevaluationen untersuchen weder den Einfluss von Therapien auf neuromuskuläre Aktivitäten, noch auf das Bewegungssystem. Sie sind meistens sehr einseitig auf die Analyse von Schmerzentwicklungen bzw. funktionellen Beeinträchtigungen, vergrößerten Beweglichkeiten oder zunehmenden Kraftentwicklungen beschränkt.

Das **Gehen** stellt die typischste aller Alltagsbewegung dar. Bei dieser Bewegung lassen sich Zusammenhänge zwischen Bewegungssystem und segmentalem Stabilisierungssystem aufgrund der zyklischen Bewegungsausführung und der unwillkürlich stattfindenden

Muskelinnervationen besonders gut untersuchen. Mehrere Studien weisen bei Patienten mit akuten Schmerzen sowohl verändertes Bewegungsverhalten als auch abweichende neuromuskuläre Aktivitäten in der Rumpfmuskulatur nach. Das Gangbild wird jedoch individuell von Alter, Geschlecht, Rasse, körperlichem Zustand, durchgeführten Sportarten, Stimmungen und Tageszeiten beeinflusst. Schließlich hat aber nicht nur jede Person ein individuelles Gangbild, sondern jeder Schritt fällt auch noch unterschiedlich aus. Dadurch existiert grundsätzlich bei Gangstudien die Schwierigkeit „normales" Gehen zu definieren und somit auch die Abweichung vom „normalen" Gehen als pathologisch bezeichnen zu können. Die Abgrenzung von einem nicht existierenden „normalen" zu einem „pathologischen" Gangbild ist gerade ohne den größeren Einfluss von akuten Schmerzen, dem Ausfall neurologischer Funktionen oder auch Verletzungen, die die Patienten zu deutlichen Ausweichbewegungen zwingen, nicht offensichtich. Für den Vergleich zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten mussten also Analyseformen gefunden werden, die bei angenommenen natürlichen intra- wie interindividuellen Varianzen beim Gehen, trotzdem mögliche Unterschiede zwischen Rückengesunden und Bandscheibenpatienten erfassen und anhand derer auch in der Längsschnittstudie Therapieergebnisse evaluiert werden konnten. Dazu wurden als Vergleichsparameter Bewegungsausmaße, individuelle Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten und ein studieneigener entwickelter Deviationsindex zur Beurteilung der Qualität der zeitlichen Verläufe von kinematischen Bewegungen und Muskelinnervationen ausgewählt. Mit Hilfe des Deviationsindezes wird berechnet, wie hoch die Wahrscheinlichkeit dafür ist, dass der zeitliche Verlauf der gegebenen Kurve bei rückengesunden Probanden beobachtet wird. Zeitliche Verläufe, bei denen Wahrscheinlichkeiten unterhalb von 10% lagen, wurden dabei als dysfunktional und unterhalb von 1% als krankhaft definiert. Zu bedenken ist jedoch, dass mit dem Deviationsindex weder der Zeitpunkt noch die Art, sondern nur das Ausmaß an Abweichung zu den Rückengesunden Kurven bestimmt werden können.

Für die empirische **Querschnittstudie** wurden Rückenpatienten ausgewählt, bei denen mit einem Bandscheibenvorfall Höhe L4/L4 bzw. L5/S1 klare Dysfunktionen innerhalb des passiven Subsystems nachgewiesen wurden. Eine sicherlich sinnvolle Untersuchung von Dysfunktionen innerhalb des passiven Subsystems des segmentalen Stabilisierungssystems in der Dynamik, also z.B. von genauen segmentalen Bewegungen, ließ sich aufgrund fehlender technischer Möglichkeiten nicht durchführen. Mögliche Dysfunktionen innerhalb der aktiven und neuralen Subsysteme, sowie im Bewegungssystem, wurden anhand der Analyse des elektromyographischen und kinematischen Gangverhaltens der Bandscheibenpatienten durch

einen Vergleich mit Rückengesunden ausgewertet. Dabei wurden die intra- und intermuskulären Koordination von Muskeln, die für die segmentale Stabilität wie die Stabilisierung der Beckenbewegung als wichtig erachteten Muskeln (M. transversus abdominis, M. multifidus Höhe L4/L5 und L5/S1 und M. gluteus medius), beidseitig beim Gehen ausgewertet. Das Bewegungssystem wurde durch die kinematische Analyse der dreidimensionalen Bewegungen der Hüfte, des Beckens und der Lendenwirbelsäule untersucht. Dies geschah mit Hilfe eines ultraschalltopometrischen Gerätes. Alle Probanden wurden beim langsamen Gehen, beim zügigeren und beim Bergaufgehen untersucht.

Durch den Querschnittvergleich wurden die Grundlagen für die Bewertung einer sich anschließenden Längsschnittstudie gelegt. Für die Längsschnittstudie erfolgte eine Aufteilung der ausgewählten Bandscheibenpatienten in zwei unterschiedliche Therapiegruppen. Eine Physiotherapeutin therapierte entsprechend den von der Studie definierten Vorgaben die Patienten über einen Zeitraum von 3-4 Monaten. In der Experimentalgruppe 1 wurde schwerpunktmäßig unter Berücksichtigung der individuellen Haltung auf eine ausreichend bewegliche und über die Muskulatur stabilisierte Wirbelsäule hintrainiert. Haltungsschule wie Übungen zur Körperwahrnehmung sollten für eine Übertragung in den Alltag sorgen. Die Patienten in der Experimentalgruppe 2 erfuhren ein neuromuskuläres Koordinationstraining entsprechend „spiraldynamischer“ Leitlinien. Dabei wurde spezifisch die Verbesserung der dreidimensionalen Bewegungskoordination der Hüfte, des Beckens und des Rumpfes über Verschraubung und Aufrichtung trainiert, um so die Voraussetzung für physiologische Bewegungen im Alltag zu schaffen. Mit Abschluss der Therapie führten die Bandscheibenpatienten eine erneute Ganganalyse durch. Bei der Auswertung wurden dieselben kinematischen und elektromyographischen Parameter wie bei der 1. Ganganalyse untersucht. Die Ergebnisse wurden zu den Ausgangswerten der Patienten wie mit den Daten der Rückengesunden verglichen. Dadurch konnte überprüft werden, ob bzw. wie weit sich durch die Behandlung nachgewiesene Dysfunktionen innerhalb ausgewählter Komponenten des segmentalen Stabilisierungssystems und des Bewegungssystems beeinflussen lassen. Der Einsatz und die Auswertung von Fragebögen sollten zudem bei einer Einschätzung der Behandlungserfolge helfen.

Ergebnisse der Querschnittstudie

Bei der **Auswertung** der kinematischen Bewegungen anhand der Winkelzeitverläufe und der Bewegungsausmaße in der Hüft-, Becken- und LWS-Region sowie der elektromyographischen Innervationsverläufe der untersuchten Muskulatur, ergaben sich insgesamt sehr gute Vergleichbarkeiten zu den bisher bekannten Forschungsergebnissen. Als nicht ganz unproblematisch erwiesen sich diesbzgl. lediglich die sagittalen Becken- und LWS-Bewegungen sowie die Aufzeichnungen der tiefen Bauchmuskeln.

Der Vergleich **kinematischer Bewegungsausmaße** zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten erwies sich für die sagittalen Hüft- und Oberschenkelbewegungen als besonders interessant. So kennzeichnet sich das Gangverhalten von Rückenpatienten durch reduzierte Streckungen im Hüftgelenk und des Oberschenkels. Mit beeinflusst wird dieses Ergebnis wahrscheinlich durch grundsätzlich kleinere Schrittlängen von Rückenpatienten sowie durch eine allgemein reduzierte Dehnfähigkeit bei den Hüftflexoren. Obwohl die Unterschiede nicht signifikant ausfallen, zeigen sich durchschnittlich auch bei den sagittalen Becken- und LWS-Bewegungen vor allem beim langsamen Gehen bei den Patienten vergleichsweise größere Flexions- bzw. Extensionswerte. Hierdurch wird zum ersten Mal nachgewiesen, dass Bandscheibenpatienten durchschnittlich ein für die passiven Elemente des Stabilisierungssystems belastenderes Gangverhalten mit eingeschränkten Hüftextensionen und tendentiell vergrößerten Beckenkippungen und Lendenlordosen aufweisen. Grundsätzlich problematisch bei der Auswahl der Bewegungsausmaße als Analyseparameter ist jedoch, dass mit Ausnahme der sagittalen Bewegungen die Patienten größere interindividuelle Unterschiede aufwiesen als die Rückengesunden, was jedoch bei einem Vergleich der Mittelwerte häufig zu einem Verlust an Signifikanzen führte.

Das Ausmaß an **kinematischen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten** fällt bei den Rückengesunden individuell sowohl zwischen den Bewegungsebenen als auch abhängig von den Geschwindigkeiten sehr unterschiedlich aus. Ein nach den hier ermittelten Werten „nomales“ Gangverhalten scheint sich durch große Bewegungsstabilitäten in den Hüft-, den frontalen Becken- und den transversalen LWS-Bewegungen auszuzeichnen, was vielleicht durch die höheren Bewegungsvariabilitäten in den anderen untersuchten kinematischen Ebenen ermöglicht wird. Langsames Gehen von Rückengesunden ist im Sinne der Bewegungskonstanz durch ein unkoordiniertes Gangverhalten gekennzeichnet. Dies ist im Alltag beim sogenannten Schlendern zu beobachten, wo nur geringe Muskelspannungen zu

ungleichmäßigen Bewegungen führen. Rückenpatienten hingegen weisen im Vergleich zu Rückengesunden vor allem bei den langsameren Gehgeschwindigkeiten signifikant geringere Bewegungsvariabilitäten auf. Dies kann als zunehmende Verkrampftheit oder vorsichtigeres Bewegungsverhalten interpretiert werden. Abnehmende Bewegungsschwankungen bei Rückenpatienten mögen demnach eine Reaktion des Nervensystems sein, den Stabilitätsverlust segmental in der Bewegung auszugleichen und damit für den Rückenpatienten belastende Bewegungen zu vermeiden.

Eine Analyse der **zeitlichen Verläufe der kinematischen Bewegungen** mit Hilfe des Deviationsindezes wies nach, dass die Bandscheibenpatienten ein für Rückengesunde extrem unwahrscheinliches Gangverhalten in der Hüft-, Becken- und Lendenregion aufweisen. Dies wurde als ein für die untersuchte Region insgesamt krankhaftes Bewegungsverhalten interpretiert. Bei einer Analyse der zeitlichen Verläufe der einzelnen kinematischen Ebenen der Hüft-, Becken- und LWS-Bewegungen zeigte sich, dass das krankhafte Bewegungsverhalten nicht typischerweise eine oder mehrere Ebenen betrifft, sondern es bzgl. der Abweichung individualisiert ausfällt. Es können also keine Aussagen über typische Abweichungen in bestimmten Ebenen gemacht werden. Eine Auswertung der Korrelationen zwischen den gemessenen Deviationsindizes der drei Gangtestungen zeigte weiterhin, dass nicht alle Rückenpatienten in ihren abweichenden Bewegungsverhalten gefestigt sind. Die von der Abweichung betroffenden kinematischen Ebenen schwanken teilweise zwischen den einzelnen Gangtests. Dies bedeutet, dass bei den Bandscheibenpatienten keine konstanten abweichenden Bewegungsmuster existieren, sondern sich diese bei jeder veränderten Situation (hier Geschwindigkeit oder Steigung) wieder neu ausbilden.

Muskelinnervationen sind ebenfalls von natürlichen, aber auch von ableitungsbedingten **elektromyographischen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten** beeinflusst. Rückengesunde zeichnen sich nach den Ergebnissen dieser Studie durch ausgesprochen große interindividuelle Unterschiede im Ausmaß ihrer intraindividuellen Variabilitäten aus. Rückenpatienten hingegen bewegen sich allgemein wie auch muskelspezifisch mit signifikant konstanteren Innvervationsverläufen. Insgesamt weisen die Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten der Bauchmuskelinnervationen bei Rückenpatienten die deutlichsten Unterschiede zu den Rückengesunden auf. Aber auch innerhalb des rechten M. multifidus konnten signifikant reduzierte Variabilitäten bei Rückenpatienten belegt werden. Ein Vergleich der Variabilitäten des M. multifidus Höhe L4/L5 und L5/S1 segmental wie zwischen den Seiten ergab keine

Korrelationen zu der Höhe und der Seite des Bandscheibenvorfalls, wie dies der bisherige Forschungsstand vermuten ließ. Insgesamt wird aufgrund der hier nachgewiesenen signifikanten Unterschiede zwischen Rückengesunden und Rückenpatienten geschlussfolgert, dass die gleichmäßigeren Muskelinnervationen der Patienten in Zusammenhang mit einem vorsichtigeren Bewegungsverhalten stehen. Letztendlich muss aber auch eine Korrelation mit einem veränderten Innervationsniveau dieser Muskeln noch in weiteren Forschungsarbeiten geprüft werden.

Die gruppengemittelten **zeitlichen Innervationsverläufe** ergaben innerhalb des M. multifidus wie des M. gluteus medius klare phasische Innervationsverläufe. Im Gegensatz dazu konnten bei den gemeinsam abgeleiteten Bauchmuskeln keine zwischen den Probanden übereinstimmende Innervationen gemessen werden. Aber auch andere Studien belegen gerade bei den Bauchmuskeln große interindividuelle Unterschiede sowohl im Innervationsausmaß als auch im zeitlichen Verlauf. In einigen Studien konnten bei Rückengesunden tonische Innervationen des M. transversus abdominis beim Gehen nachgewiesen werden. Diese scheinen sich anscheinend zu phasischen Aktivitäten bei Rückenpatienten zu verändern. Aufgrund des Verlustes des Innervationsniveaus durch das hier gewählte Normierungsverfahren konnten diese Ergebnisse in dieser Studie nicht wiederholt werden.

Die Analyse der **zeitlichen Innverationsverläufe mit Hilfe des Deviationsindizes** ergab, dass chronische Bandscheibenpatienten in ihrem elektromyographischen Gangverhalten zahlreiche zeitlich dysfunktionale und krankhafte Verläufe innerhalb der untersuchten Muskeln aufweisen. Wie bei den kinematischen Ergebnissen sind von den Abweichungen jedoch davon keine Muskeln typischerweise betroffen. Das Ausmaß wie die Lokalisation der Abweichung fallen individuell sehr verschieden aus. Zudem sind die Ergebnisse auch zwischen den Gangtests unstet. Jedoch können bei jedem Rückenpatienten krankhafte Verläufe nachgewiesen werden.

Mit Hilfe der Querschnittstudie konnten also klare Beweise dafür gefunden werden, dass sich das kinematische wie das elektromyographische Gangverhalten bei Rückenpatienten mit einem lumbalen Bandscheibenvorfall sowohl bei den Bewegungsausmaßen der Hüfte, den Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten als auch bei den zeitlichen Verläufen, von den Rückengesunden unterscheiden. Die Diskussion zeigte jedoch, dass vor allem eine Interpretation der Ergebnisse der Variationskoeffizienten extrem schwierig ist. So werden in

der Forschung niedrige elektromyographische bzw. kinematische Schwankungen entweder als Kennzeichen von geübten, koordinierten und ökonomischen neuromuskulären Aktivitäten bzw. Bewegungen angesehen, oder sie werden als eine langfristige Adaption des Bewegungsverhaltens an Schmerzen und als Kennzeichen von verkrampfterem und vorsichtigerem Gehen betrachtet. Hohe Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten bei den neuromuskulären Aktivitäten werden wiederum insbesondere unter akuten Schmerzen aufgezeichnet und als eine Störung des neuromuskulären Systems interpretiert, oder aber sie werden als eine fundamentale Eigenschaft des biologischen Systems in Bezug auf das motorische Lernen und die motorische Kontrolle angesehen. Interessant sind vor allem die Ergebnisse bei der Auswertung der zeitlichen Verläufe mit Hilfe des Deviationsindezes. Hier konnte erstmalig in der Forschung nachgewiesen werden, dass Rückenpatienten sich in ihrem Gangverhalten durch langfristig sehr individualisiert krankhaft veränderte Bewegungen und Innervationen kennzeichnen. Das segmentale Stabilisierungssystem wird also sowohl durch dysfunktionale neuromuskuläre Aktivitäten als auch durch ein dysfunktionales Bewegungssystem beim Gehen belastet.

Längsschnittstudie

Eine Analyse der **Bewegungsausmaße** vor und nach der Therapie konnte keine siginfikant unterschiedlichen Theapieergebnisse zwischen den Gruppen nachweisen. Insgesamt wurden in beiden Gruppen durch die Reduzierung extremer Bewegungen bei einzelnen Patienten Annäherungen an die Rückengesunden erzielt. Trotzdem ergaben sich sehr interessante Resultate in Bezug auf die sagittalen Hüftbewegungen. So scheint die Therapieform in der Experimentalgruppe 2 auf eine größere Wirksamkeit der Schulung der Gesamtbewegungskoordination hinzudeuten. Auch andere Studien konnten über die in den Therapien geübten Gesamtbewegungskoordinationen größere Erfolge in Bezug auf eine Übertragung der in der Therapie geübten Hüftstreckung nachweisen, was langfristig eine Entlastung der segmental stabilisierenden Strukturen bedeutet.

In Bezug auf die Höhe und Veränderungen der **kinematischen Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten** wurden keine signifikanten oder signitikant unterschiedlichen Effekte durch den Vergleich der Therapieergebnisse erzielt. Generell nahmen die berechneten Bewegungsvariabilitäten insbesondere bei der Experimentalgruppe 1 durch die Therapien ab, obwohl sie schon im Vergleich zu den Rückengesunden vor Behandlungsbeginn signifikant geringer ausfielen. Beim Querschnittvergleich wurde dieses als verkrampft bewertetes

Gangverhalten bei den Patienten durch Erfahrung von Schmerzerlebnissen sowie erhöhte Aufmerksamkeitszuwächse erklärt. Jedoch zeigte die Diskussion, dass das Ausmaß an Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten mehrdimensional bewertbar ist, was eine abschließende Bewertung unmöglich macht.

Im Gegensatz zu den Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten ergab die Auswertung der **kinematischen zeitlichen Verläufe** klare Gruppenunterschiede. Während bei der Experimentalgruppe 1 die Anzahl der krankhaften Verläufe zunahm, konnte in der Experimentalgruppe 2 ein signifikant unterschiedliches Ergebnis erzielt errreicht werden. In dieser Gruppe konnte die Anzahl der dysfunktionalen und krankhaften Verläufe signifikant reduziert werden. Es konnte also zum ersten Mal nachgewiesen werden, dass durch Therapien kinematische dreidimensionale Bewegungen bei den Hüft-, Becken- und LWS- Bewegungen im Alltag nachhaltig verändert werden können. Und obwohl beide Therapien versucht haben, über Training Alltagsbewegungen und Haltungen zu verbessern, war in Bezug auf die zeitlichen Veränderungen jedoch nur die Therapie erfolgreich, welche die gesamten dreidimensionalen Bewegungsverläufe zwischen Rumpf, Becken und Beinen trainiert hatte.

Ein Vergleich der Therapieeinflüsse auf die elektromyographischen **Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten** zeigte ebenfalls signifikant unterschliedliche Ergebnisse zwischen den Gruppen. Das Kraft- und Wahrnehmungstraining für die Wiedererlangung physiologischer Haltungen bei der Experimentalgruppe 1 führte zu vergrößerten Innervationsvariabilitäten beim Gehen, was hier als ein Hinweis auf verschlechterte intramuskuläre Koordinationen beim Gehen interpretiert wird. Kraftzuwächse innerhalb der trainierten Muskeln ergeben also nicht automatisch eine verbesserte intramuskuläre Koordination bei Alltagsbewegungen. Sondern es werden, da beim Gehen nur geringe muskuläre Anstrengungen für einen funktionellen Einsatz benötigt werden, die Muskelaktivitäten für diese Bewegungsform unökonomischer. Im Gegensatz dazu sind in der Experimentalgruppe 2, welche nach spiraldynamischen Leitlinien trainiert wurde, kaum Veränderungen im Ausmaß der intraindividuellen Variabilitäten festzustellen, was weniger eindeutig interpretierbar ist. Im Sinne der Interpretation von Tsao und Hodges (2007 u. 2008) bzgl. des Ausmaßes der Variabilitäten, haben sich die segmentalen Stabilisationsübungen mit isolierter Ansteuerung des M. transversus abdominis, als erfolgreicher gezeigt. In ihren Studien konnte eine signifikante Reduzierung der Innervationsvariabilitäten durch die Übungen erzielt werden. Es zeigt sich also, dass in Beziehung der Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten nicht das trainierte

Innervationsniveau entscheidend ist, sondern die Art des Muskeltrainings und der Behandlungsdurchführung.

In Bezug auf die **zeitliche Innervationsqualität** konnten bei einer Auswertung der Deviationsindezes weder signifikante Verbesserungen noch unterschiedliche Therapieergebnisse erzielt werden. Jedoch zeigte eine Auswertung der dysfunktionalen und krankhaften Innervationsverläufe im Gegensatz zur Vergleichsgruppe klare Verbesserungen innerhalb der Experimentalgruppe 2. Dies kann als ein deutlicher Hinweis dafür angesehen werden, dass auch hier die Therapie, die in Bezug auf die Gehbewegung die intra- und intermuskulären Koordinationen der gesamten Rumpf-, Becken- und Beinmuskulatur über physiologische dreidimensionale Bewegungen trainiert hat, Vorteile aufweist. Trotzdem wurden auch in dieser Gruppe nach der Therapie noch vielfach für Rückengesunde extrem unwahrscheinliche Innervationsverläufe aufgezeichnet, was zeigt, wie schwer es ist, neurophysiologische Veränderungen bei einer so komplexen Bewegung innerhalb weniger Wochen zu bewirken.

Eine Auswertung der Fragebögen ergab, dass beide Gruppen fast identische Entwicklungen bei der Schmerzentwicklung und der Reduzierung der funktionellen Beeinträchtigungen zeigen. Hieraus lässt sich auch unter der Berücksichtigung anderer Studienergebnissen schlussfolgern, dass für kurzfristige Behandlungserfolge in Bezug auf das subjektive Empfinden die Teilnahme an einem Bewegungsprogramm an sich entscheidend ist. Schmerzen reduzieren sich lokal wie auch bei funktionellen Bewegungen. Die funktionell empfundenen Beeinträchtigungen in verschiedenen Lebenssituationen nehmen ab. Die Patienten fühlen sich stärker, beweglicher und fitter.

Für die Gehbewegung wurden also in der Experimentalgruppe mit spiraldynamisch geprägten Therapieinhalten, bei denen gleichzeitig dreidimensionale Bewegungskoordination mit dreidimensionalen Gelenkbeweglichkeiten wie der funktionelle Einsatz intermuskulärer Koordinationen des gesamten Körpers trainiert wurden, signifikant größere Therapieerfolge erzielt. Es wurde nachgewiesen, dass hier das segmentale Stabilisierungssystem in seinen aktiven und neuralen Subsystemen wie das Bewegungssystem durch die Therapie beeinflusst werden konnten, auch wenn keine eindeutige Interpretation bei den intraindividuellen Variabilitäten möglich ist. Die besseren Ergebnisse dieser Experimentalgruppe sind vielleicht dadurch beeinflusst, dass die „Spiraldynamiker“ einen passenderen Weg des motorischen

Lernens gefunden haben. Die intensivere Auseinandersetzung mit der Körperwahrnehmung, dem Körpergefühl, mit komplexen und sich immer wiederholenden Bewegungen hatte schließlich das Ziel, das Gangverhalten der Patienten zu verändern. Insofern erstaunen die Ergebnisse nicht. Aber erst die Integration des neu Erlernten kann Bewegung und Struktur verändern, mechanische Belastungen reduzieren und dadurch die segmentale Stabilität erhöhen. Wie die Diskussion der kinematischen Ergebnisse der Längsschnittstudie für die Hüftbewegungen gezeigt hat, ist diese Übertragung und Veränderung keine Selbstverständlichkeit. So lässt sich zumindest vermuten, dass langfristig sich signifikante Unterschiede auch innerhalb der Schmerzentwicklung und Therapieanfälligkeit ergeben hätten.

Der Zusammenhang zwischen segmentalem Stabilitätsverlust und Dysfunktionen im Bewegungsystem sind als Verursachermodell, aber auch als Therapieansatz bisher nur unzureichend in der Forschung berücksichtigt worden. Es zeigt sich in Bezug auf die Gehbewegung, dass eine Mehrdimensionalität funktioneller Dysfunktionen im segmentalen Stabilisierungsystem wie im Bewegungsystem bei chronischen Bandscheibenpatienten existiert. Gerade aufgrund dieser Komplexität des Problemfeldes Rückenschmerzen ist es für die Therapeuten umso wichtiger, sich der unterschiedlichen Therapieeffekte verschiedener Behandlungsformen bewusst zu sein, um ein möglichst sinnvolles Training der persönlichen Defizite gewährleisten zu können. Mit der hier durchgeführten Therapieevaluation über die mehrdimensionale Erfassung funktioneller Dysfunktionen (kinematischer und elektromyographischer Paramter beim Gehen wie die subjektiv empfundenen Schmerzen und Beeinträchtigungen) sollte dafür ein weiterer Baustein in der Forschung gebildet werden, Möglichkeiten und Auswirkungen von Behandlungen bei segmentalen Stabilisationsstörungen, beurteilen zu können. Und trotz der nachgewiesenen großen intra- und interindividuellen Unterschiede sowohl bei den Rückengesunden, aber noch vielmehr bei den Patienten, konnte bei der hier untersuchten Alltagsbewegung „Gehen" neue und interessante Aspekte für die Forschung und Therapie in dem großen Themenkomplex der segmentalen Stabilisierung gewonnen werden. Weitere Evaluationen, bzgl. möglicher Zusammenhänge zwischen segmentalen Stabilisierungs- und Bewegungssystemen, darin auftretenden Dysfunktionen und deren Beeinflussbarkeit wären in der Zukunft für patientenorienterte Therapieinterventionen sinnvoll. Die Integration der Untersuchung von Langzeiteffekten würde bei einer abschließenden Beurteilung von Therapieeffekten helfen.

10 Literaturverzeichnis

Adams MA:
Biomechanics of the intervertebral disc, vertebra, and ligaments. In M. Szpalski, R. Gunzburg, M.H. Pope (Ed.). *Lumbar segmental instability* (pp. 3-13). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 1999.

Ahlgrimm E:
Fehlfunktion des Bewegungssystems als Ausdruck einer Störung in der Bewegungssteuerung- Ein Erklärungsmodell. *Manuelle Medizin* 1999; 37: 132-136.

Ainscough-Potts AM, Morrissey MC, Critchley D:
The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures. *Manual Therapy* 2006; 11 (1): 54-60.

Al-Obaidi SM, Al-Zoabi B, Al-Shuwaie N, Al-Zaabie N, Nelson RM:
The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. *International Journal of Rehabilitation Research* 2003; 26(2): 101-107.

Amonoo- Kuofi HS:
The density of muscle spindles in the medial, intermediate and lateral columns of human intrinsic postvertebral muscles. *Journal of Anatomy* 1983; 136(3): 509-519.

Anders C, Kankaanpää M, Airaksinen O, Scholle HC, Hänninen O:
Koordination der lumbalen Rückenmuskeln bei dynamischer Belastung. *Manuelle Medizin* 1998; 36: 61-65.

Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A:
Trunk muscle coordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology* 2005; 12: 243-247.

Anders C; Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC:
Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007;17 (2): 245-52.

Anderson FC, Pandy MG:
Individual muscle contribution to support in normal walking. *Gait & Posture* 2003; 17(2): 159-169.

Andersson EA, Grundstrom H, Thorstensson A:
Diverging intramusclular activity patterns in back and abdominal muscles during trunk rotations. *Spine* 2002; 27(6): 152-60.

Appell HJ, Stang-Voss C:
Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung (2. korrigierte Aufl.). Berlin: Springer 1990.

Arendt Nielsen L, Graven Nielsen T, Svarrer H, Svennsson P:
The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain* 1995; 64: 231-240.

Arokoski JP, Kankaanpää M, Valta T:
Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999; 80: 842-850.

Arokoski JP, Vlata T, Airaksinen O, Kankaanpää M:
Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82: 1089-1098.

Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG:
Bilateralism of EMG profiles in human locomotion. *American Journal of Physical Medicine* 1986; 65 (1): 1-16.

Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG:

Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait? *Medical and Biological Engineering and Computing* 1986; 24(4): 337-43.

Ashton-Miller J, Schultz A:
Spinal instability and segmental hypermobility biomechanics: a call for definition and standard use of terms. *Seminars in Spine Surgery* 1991; 3(2): 136-148.

Aspden RM:
Review of the functional anatomy of the spinal ligaments and lumbar erector spinae muscles. *Clinical Anatomy* 1992; 5: 372-387.

Axelsson P, Karlsson BS:
Intervertebral mobility in the progressiv degenerative process. A radiosteriometric analysis. *European Spine Journal 2004*; 13(6): 567-72.

Babisch J, Seidel EJ, Conradi S:
3D-Ultraschall-Ganganalyse ZEBRIS bei Dysplasiekoxarthrose vor und nach der Hüft-TEP-Implantation - eine Pilotstudie. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin* 2001, 11 (4): 139-144.

Bejek Z, Paróczai R, Illyés Á, Kiss R (2006)
The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2006; 14 (7): 612-622.

Banzer W:
Propriozeptive Trainigstherapie in der Rehabilitation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 1998; 49: 174-175 .

Barker KL, Shamley DR, Jackson D:
Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: The relationsship to pain and disability. *Spine* 2004; 29(22): E515-E519.

Barr KP, Griggs M, Cadby T:
Lumbar stabilization: Core concepts and current literature, part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2005; 84: 473-480.

Bastian L, Kop C, Kulhawy T, Lange U, Blauth M:
Biomechanische Untersuchungen knöcherner und diskoligamentärer Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule. In H.J. Wilke, L.E. Claes (Hrsg.), *Die traumatische und degenerative Bandscheibe* (S. 52-64). Berlin: Springer 1999.

Beckers D, Deckers J:
Ganganalyse und Gangschulung: Therapeutische Strategien für die Praxis. Berlin: Springer 1997.

Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S:
Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics* 1998; 13(3): 204-215.

Benini A:
Lumbale segmentale Instabilität, Wirbelkanalstenose, Bandscheibenvorfall. Pathophysiologische, klinische und chirurgische Aspekte. In A. Benini, F. Magerl. (Hrsg.), *Die degenerative Instabilität der Lendenwirbelsäule. Ursachen-Symptome-Diagnostik-Therapie* (Bd. 41, S. 44-49). Bern: Huber 1991.

Bergmark A:
Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1989; 230: 20-24.

Bernhardt M, Banzer W:
Beurteilung der klinischen Einsetzbarkeit der Ultraschalltopometrie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 1998; 1:199-202.

Berven S, Tay BBK, Colman W, Hu SS:
The lumbar zygapophysela (Facet) Joints: A role in the pathogenesis of spinal pain syndromes and degenerative spondylolisthesis. *Seminars in Neurology 2002*; 22 (2), 187-196.

Beyer L:
Grundsätze motorischen Lernens unter therapeutischem Aspekt. In M. Engelhardt, J. Freiwald, L. Zichner (Hrsg.): *Neuromuskuläre Dysbalancen*. Nürnberg: Novartis Pharma 2000.

Bochdansky T:
Die Messung der Muskulatur mittels oberflächicher EMG-Ableitung: Möglichkeiten und Grenzen. In L. Zichner, M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg). *Die Muskulatur. Sensibles, integratives und messbares Organ. Wehr:* Ciba Geigy 1994.

Bogduk N:
Klinische Anatomie der Lendenwirbelsäule. New York: Springer 2000.

Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ:
A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine* 1992; 17: 897-913.

Bogey R, Cerny K, Mohammed O:
Repeatability of wire and surface electrodes in gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82(5): 338-44.

Bogla LA, Uhl TL:
Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; 17: 102-111.

Borghese NA, Bianchi L, Lacquanitit F:
Kinematic determinants of human locomotion. *The Journal of Physiology* 1996: 494; 863-879.

Bortz J, Döring N:
Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler (3. überarbeitete Aufl.). Berlin: Springer 2003.

Bortz J, Lienert GA:
Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung. Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben (2. Aufl.). Berlin: Springer 2003.

Bräm J, Zantti M, Min K, Holder JM:
Abnormalities of the intervertebral disk and adjacent bone marrow as predictors of segmental instability of the lumbar spine. *Acta Radiologica* 1998; 39: 18-23.

Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G:
Orthopädische Biomechanik. Stuttgart: Thieme 2000.

Brown SHM, Vera-Garcia FJ, McGill SM:
Effects of Abdominal Muscle Coactivation on the Externally Preloaded Trunk: Variations in Motor Control and Its Effect on Spine Stability. *Spine* 2006; 31(13):E387-E393.

Brühl Segendorf C, Obens T:
Bewegungsanalyse von Rumpf und Wirbelsäule. In H. Binkowski, M. Horster, H.U. Nepper. *Medizinische Trainingstherapie* (S.162-177). Waldenburg: Sport Consult 1997.

Brumagne S, Lysens R, Spaepen A:
Lumbosacral repositioning accuracy in standing posture: A combined electrogoniometric and videographic evaluation. *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 361-363.

Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S:
The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 2000; 25 (8): 989-994.

Bullock-Saxton JE, Janda V, Bullock MI:
Reflex activation of gluteal muscles in walking. *Spine* 1993; 18 (6): 704-8.

Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V:
Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13(6): 519-32.

Cabri J, Mil-Homens P, Prezarat-Correira P :
Neuromuskuläre Aspekte der menschlichen Bewegung und die Konsequenzen für die muskuläre Rehabilitation. *Sportverletzung -Sportschaden* 1998; 12 (4): XVII-XVIII.

Cairns MC, Foster NE, Wright C:
Randomized controlled trial of specific spinal stabilization exercises and conventional physiotherapy for recurrent low back pain. *Spine* 2006; 31(19): E670-E681.

Calais-Germain B:
Anatomie der Bewegung. Einführung in die Bewegungsanalyse (2. Aufl.). Wiesbaden: Fourier 1999.

Callaghan JP, Mc Gill SM:
Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. *Spine* 1995; 20: 992-998.

Callaghan JP, Patla AE, McGill SM:
Low back three- dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 203-216.

Cappozzo A:
Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 1981; 14: 411-425.

Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F:
Motor patterns in human walking and running: *Journal of Neurophysiology* 2006; 95(6): 426-37.

Cappozzo A:
Compressive loads in the lumbar vertebral column during normal level walking. *Journal of Orthopaedic Research 1984*; 1: 292-301.

Cassisi JE, Robinson ME, O´Connor P, MacMillan M:
Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. *Spine* 1993; 18: 245-251.

Chibnall JT, Tait RC:
The short form of the beck depression inventory: validity issues with chronic pain patients.
Clinical Journal of Pain 1994; 10(4): 261-6.

Choi G, Raiturker PP, Kim MJ, Chung DJ, Chae YS, Lee SH:
The effect of early isolated lumbar extension exercise program for patients with herniated disc underging lumbar discetomy. *Neurosurgery* 2005; 57: 4-12.

Cholewicki J, McGill SM:
Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics* 1996; 11:1-15.

Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A:
Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997; 22: 2201-2212.

Cholewicki J, Juluru K, McGill SM:
Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 1999; 32(1): 13-17.

Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill SM:
Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *European Spine Journal* 1999; 8(5): 388-395.

Cholewicki J, van Dieen JH, Arsenault AB:
Muscle function and dysfunction in the spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 303-304.

Chou R, Fu R, Carrina JA, Deyo RA:
Imaging strategies for low-back pain: systematic review and meta-analysis. *Lancet* 2009; 373(9662): 463-72.

Cochran, G.:
Orthopädische Biomechanik. Stuttgart: Enke 1988.

Comerford, MJ, Mottram SL:
Functional stability re-training principles and strategies for managing mechanical dysfunction.
Manual Therapy 2001a; 6 (1), 3-14.

Comerford MJ, Mottram SL:
Movement and stability dysfunction- contemporary developments. *Manual Therapy* 2001b; 6 (1) b, 15-26.

Cooper R, Stokes M, Sweet C, Taylor R, Jayson M:
Increased central drive during fatiguing contractions of the paraspinal muscles in patients with chronic low back pain. *Spine* 1993; 18(5): 610-616.

Cotta H, Puhl W (Hrsg):
Orthopädie. Ein kurzgefaßtes Lehrbuch (5. überarb. Aufl.), Stuttgart: Thieme 1993.

Cresswell AG:
Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. *European Journal of Applied Physiology* 1993: 66: 315-320.

Cresswell AG, Thorstensson A:
The role of the abdominal musculature in the elevation of the intra- abdominal pressure during specific tasks. *Ergonomics* 1989: 32; 1237- 1246.

Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A:
The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intraabdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research* 1994; 98:336-41.

Crisco J.J, M.M. Panjabi:
The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine* 1991; 16: 784- 793.

Croft PR, Nahit ES, Macfarlane GJ, Silman AJ:
Interobserver reliability in measuring flexion, internal rotation, and external rotation of the hip using a plurimeter. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1996; 55: 320-323.

Cromwell R, Schultz AB, Beck R, Warwick D:
Loads on the lumbar trunk during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 1989; 7: 371-377.

Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R:
Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture* 1997a; 5: 13-20.

Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R:
Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* 1997b; 5: 6-12.

Crossmann K, Mashon M, Watson PJ, Oldham JA, Cooper RG:
Chronic low back pain – Associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined “adverse” fiber-type composition. *Spine* 2004; 29(6): 628-634.

Dalichau S, Scheele K:
Der Positionssinn der Lendenwirbelsäule bei männlichen Leistungsschwimmern und –ruderern mit und ohne Kreuzschmerzen. *Österreichisches Journal für Sportmedizin* 2000a; 2: 19-25.

Dalichau S, Scheele K:
Die Winkelreproduktionsfähigkeit der Lendenwirbelsäule männlicher Turner, Tennis- und Hockeyspieler. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2000b; 51(1); 21-25.

Dalichau S, Scheele K, Reissdorf C, Huebner J*:*
Die kinematische Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung von Lendenwirbelsäule und Becken. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 1998; 49(11), 340-346.

Dananberg HJ:
Lower back pain as a gait-related repetitive motion injury. In A. Vleeming, V. Mooney, T. Dorman, C. Snijders, R. Stoeckart: *Movement, stability and low back pain- the essential role of the pelvis* (S.253-267), London: Churchill Livingstone, 1997.

Dangaria T, Naesh O:
Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine* 1998; 23 (8): 928-931.

Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ:
CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *European Spine Journal* 2000; 9(4): 266-272.

Danneels LA, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouv EE, Bourgois J, Cuyper JJ de:
The effects of three different training modalities on the cross-sectional area of the paravertebral muscles. *British Journal of Sport Medicine 2001*; 35: 186-191.

Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Stevens VK, De Cuyper HJ:
A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. *Spine* 2001; 26(6): 144-121.

Danneels LA, Coorevits PL, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE de CH:
Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *European Spine Journal* 2002; 11(1): 13-19.

Daugs R:
Automatismen und Automatisierung in der menschlichen Motorik. In R. Daugs, K. Blischke (Hrsg.), *Aufmerksamkeit und Automatisierung in der Sportmotorik* (S. 33-51). St. Augustin: Academia 1993 **.**

Davis RB:
Reflections on clinical gait analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1997; 7 (4): 251-257.

Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gabe JR:
A gait data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991; 10: 575-587.

Degreif J, Rudig L, Hansen M, Rommens PM:
Beweglichkeitsmessungen an den Segmenten Th11 bis L2 von gesunden Probanden.
In H.J. Wilke, L.E. Claes (Hrsg.), *Die traumatische und degenerative Bandscheibe* (S. 25-32). Berlin: Springer 1998.

DeLuca CJ:
The use of electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13: 135-163.

Denner A:
Analyse und Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur. Berlin: Springer 1998.

Denecke H, Glier B, Klinger R, Nilges P, Redegeld M; Weiß L:
Qualitätssicherung in der Therapie chronischen Schmerzes. Ergebnisse einer Arbeitsgruppe der DGSS zur psychologischen Diagnostik. *Der Schmerz* 1995; 9(5): 242-247.

DeTroyer A, Estenne M, Ninane V:
Transversus abdominis muscle function in humans. *Journal of Applied Physiology* 1990; 68: 1010-1016.

Deyo RA, Battie M, Beurskens AJ, Bombardier C, Croft P, Koes B:
Outcome measures for low back pain research: A proposal for standardized use. *Spine* 1998; 23 (18); 2003-2013.

DiBenedetto M, Innes KE, Taylor AG, Rodeheaver PF, Boxer JA, Wright HJ, Kerrigan DC:
Effect of a gentle ingengar yoga program on gait in the elderly: an exploratory study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005; 86(9): 1830- 1837.

Diez V*:*
Neuronale Kontrolle automatischer funktioneller Bewegungsabläufe: Wechselbeziehung zwischen zentraler Programmierung und afferenter Information. In. L. Zichner, M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg.): *Neuromuskuläre Dysbalancen* (4. Aufl.,S. 59-72). Nürnberg: Novaritis Pharma Verlag 2000.

Dillmann U, Nilges P, Saile H, Gerbershagen HU:
Behinderungseinschätzung bei chronischen Rückenpatienten. *Der Schmerz* 1994; 8: 100-114.

Dingwell JB, Ulbrecht JS, Boch J, Becker MB, O´Gorman JT, Cavanagh PR: Neuropathic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinemantics during treadmill locomotion. *Gait & Posture* 1999; 10: 21-29.

Dingwell JB, Marin LC:
Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 2006; 39(3): 444-452.

Dofferhof ASM, Vink P*:*
The stabilising function of the mm. iliocostalis and the mm. multifidi during walking. *Journal of Anatomy* 1985; 140 (2): 329-336.

Donisch EW, Basmajian JV:
Electromyography of the deep muscles of the back in man. *Amerian Journal of Anatomy* 1972; 13: 25-36.

Dupuis PR, Yonh Hing K, Cassidy JD, Kirkaldy-Willis WH:
Radiologic diagnosis of degenerative lumbar spinal instability. *Spine* 1985; 10: 262-276.

Dvir Z; Prushansky T:
Reprodubility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. *Clinical Biomechanics* 2000; 15: 658-664.

Dvorak J:
Manuelle Medizin: Diagnostik (5. Aufl.). Stuttgart: Thieme 1997.

Dvorak J, Panjabi M, Novotny J, Chang D, Grob D:
Clinical validation of functional flexion-extension roentgenograms of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16: 943-950.

Dvorak V:
LWS-Instabilität in manueller Medizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 1997; 48: 61.

Edgerton VR, Wolf SL, Levendowski DJ, Roy RR:
Theoretical basis for patterning EMG amplitudes to assess muscle dysfunction. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1996; 28: 744-51.

Eisenstein SM:
“Instability” and low back pain. A way out of the semantic maze. In M. Szpalski, R. Gunzburg, M.H. Pope**:** *Lumbar segmental instability* (S 39-44). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 1999.

Elia DS, Bohannon RW, Cameron D, Albro RC:
Dynamic pelvic stabilization during hip flexion: a comparison study. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1996; 24: 30-36.

Elnaggar IM, Nordin M, Sheikhzadeh A, Parnianpour M, Kahanovitz N:
Effects of spinal flexion and extension exercises on low-back pain and spinal mobility in chronic mechanical low-back pain patients. *Spine* 1991; 16: 967-971.

England SA, Granata KP:
The influence of gait speed on local dynamic stability of walking.*Gait & posture* 2007; 25(2): 172-178.

Faller H, Haaf HG, Kohlmann TH et al.:
Orientierungshilfen und Empfehlungen für die Anlage, Durchführung und Interpreation von Studien in der Rehabilitationsforschung. In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.). *Förderschwerpunkt „Rehabilitationswissenschaften*". Empfehlungen der Arbeitsgruppen „Generische Methoden", „Routinedaten" und „Reha-Ökonomie"; DRV Schriften (Bd.16). Frankfurt am Main 1999

Farfan HF, Gracovetsky S:
The nature of the instability. *Spine* 1984; 9(7): 714-719.

Farell JP, Twomey LT:
Acute low back pain: Comparison of two conservative treatment approaches. *Medical Journal of Australia* 1982; 1: 160-164.

Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M:
Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during tradmill walking at different speeds. *European Spine Journal* 2001; 10: 16-22.

Ferreira PH, Ferreira ML, Hodges PW:
Changes in recruitman of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine* 2004; 29(22): 2560-2566.

Feirreira PH, Ferreira ML, Maher CG, Herbert RD, Refshauge K:
Specific stabilisation exercise for spinal and pelvic pain: A systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy* 2006; 52: 79-87.

Feirreira ML, Ferreira PH, LatimerJ, Herbert RD, Hodges PW, Jennings MD, Maher CG, Refshauge KM:
Compariscon of general exercise, motor control exercise and spinal manipulative therapy for chronic low back pain: A randomized trial. *Pain* 2007; 131 (1-2): 31-37:

Fleiß O, Fleiß G, Holzer P, Ritter G:
Die Bewegung der Wirbelsäule bei Rückenproblemen und Gangstörungen. In G. Eidgen,. (Hrsg.). *Europäisches Symposium über klinische Ganganalyse* (S.177-180). Schweiz: Technische Hochschule Zürich 1992.

Fleischhauer M, Heimann D, Hinkelmann (Hrsg.);
Leitfaden Physiotherpapie in der Orthopädie und Traumatologie (2. Aufl.). München: Urban Fischer 2006.

Freiwald J, Engelhardt M, Reuter I:
Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport – Ursachen, Einordnung und Behandlung. In M. Engelhardt, J. Freiwald, L. Zichner: *Neuromuskuläre Dysbalancen*. Wehr: Novartis Pharma 2000.

Freiwald J, Baumgart C, Konrad P:
Einführung in die Elektromyographie. Balingen: Spitta 2007.

Frenske M:
Die segmentale Stabilisierung der Lendenwirbelsäule- Biomechanik. Wirkungsweise und Training der stabilisierenden Muskulatur. *Physiotherapie* 2007; 1: 17-23.

Friberg O:
Lumbar instability: a dynamic approach by traction-compression radiography. *Spine* 1987; 12 (2): 119-29.

Frigo C, Carabalona R, Dalla Mura M, Negrini S:
The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics* 2003; 18: 419-425.

Fritz JM, Erhard RE, Hagen BF:
Segmental instability of the lumbar spine. *Physical Therapy* 1998; 78 (8): 889-896.

Froböse I, Nellessen G, Wilke C (Hrsg.):
Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis. Wiesbaden: Ullstein Medical 1995.

Fryer G, Morris T, Gibbons P:
Paraspinal muscles and intervertebral dysfunction: part two. *Journal of Manipulative and Physiolical Therapy* 2004; 27: 348-357.

Frymoyer J, Selby D:
Segmental instability. *Spine* 1985; 10: 280-286.

Frymoyer JW, Gordon SL:
Resarch perspectives in low-back pain. Report of a 1988 workshop. *Spine* 1989; 14 (12): 1384-1390.

Frymoyer JW, Pope MH, Wilder DG:
Segmental instability. In J. Weinstein, S.W. Wiesel (Eds): *The lumbar spine. The international society for the study of the lumbar spine.* Philadelphia: P.A. Saunders 1990.

Fuchs GA:
Diagnostik und Therapie der instabilen Spondylolisthesis. In G.A. Fuchs (Hrgs.). *Die instabile Wirbelsäule*. Stuttgart: Thieme 1991**.**

Fujiwara A, Tamai K, An HS, Kurihashi T, Lim TH, Yoshida H, Saotome K:
The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. *Journal of Spinal Disorders* 2000; 13(5): 444-450.

Gardener Morse M, Stokes I, Laible J:
Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research* 1995; 13: 802-808.

Gesundheit in Deutschland.
Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Robert Koch Institut. Statistisches Bundesamt. Berlin Juli 2006.

Giakas G, Baltzopoulos V:
Time and frequency analysis of ground reaction forces during walking: An investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture* 1997; 5: 189-197.

Gibbons SGT, Comerford MJ:
Kraft versus Stabilität- Teil 1: Konzepte und Begriffe. *Manuelle Therapie* 2001; 5: 204-212.

Gibbons SGT, Comerford MJ:
Kraft versus Stabilität- Teil 2: Grenzen und positive Auswirkungen. *Manuelle Therapie* 2002; 6: 13-20.

Gibbons SGT, Comerford MJ, Emerson PL:
Rehabilitation of the stability functions of psoas major. *Orthopaedic Division Review* 2002; Jan/Feb: 7-16.

Gill KP, Callaghan MJ:
The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low-back-pain. *Spine* 1998; 3: 371-377.

Giroux B, Lamontagne M:
Comparison between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1990; 30(7): 397-405.

Gladwell V, Head S, Haggar M, Beneke R:
Does a Program of Pilates Improve Chronic Non-Specific Low Back Pain? *Journal of Sport Rehabilitation* 2006; 15(4).

Godges JJ, MacRae PG, Engelke KA:
Effects of exercise on hip range of motion, trunk muscle performance, and gait economy. *Physical Therapy* 1993; 73(7): 468-477.

Goebel S, Stephan A, Freiwald J:
Krafttraining bei chronischen lumbalen Rückenschmerzen. Ergebnisse einer Längsschnittstudie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2005; 56(11): 388-392.

Goel VK, Nishiyama K, Weinstein JN, Leu YK:
Mechanical properties of lumbar spinal position segments as affected by partial disc removal. *Spine* 1986; 11(10): 1008-12.

Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein DO, Gilbertson LG:
A combined finite element and optimization of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 1993; 18: 1531.

Goertler P:
Physiotherapie nach lumbaler Bandscheibenopertion. Literaturstudie. *Manuelle Therapie* 2004; 8:10-18.

Goldby LJ, Moore AP, Doust J, Trew M:
A randomized controlled trial investigating the efficiency of musculoskeletal physiotherapy on chronic low back disorder. *Spine* 2006; 31 (10): 1083-1093.

Gollhofer A:
Aufmerksamkeit und Automatismen aus neuromuskulärer Sicht. In R. Daugs, K. Blischke (Hrsg.), *Aufmerksamkeit und Automatisierung in der Sportmotorik* (S. 121-131). St. Augustin: Academia 1993**.**

Gottlob A:
Differenziertes Krafttraining mit Schwerpunkt Wirbelsäule. München: Urban Fischer 2001

Götz-Neumann K:
Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie (2. Aufl.). Stuttgart: Thieme 2006.

Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B:
The functional anatomy of tensor fascia latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy* 1989: 166; 179-189.

Grabiner M, Koh T, Ghazawi AE:
Decoupling of bilateral paraspinal excitation in subjects with low back pain. *Spine* 1992; 17: 1219-23.

Gracovetsky S, Farfan H, Gelleur C:
The abdominal mechanism*.* *Spine* 1985; 10; 317-324.

Gracovetsky S, Kary M, Pitchen I, Levy S, Ben Said R:
The importance of pelvic tilt in reducing compressive stress in the spine during flexion-extension exercises. *Spine* 1989; 14: 412-416.

Gracovetsky SA, Newman NM, Richards MP, Asselin S, Lanzo VF, Marriott A:
Evaluation of clinican and machine performance in the assessment of low back pain. *Spine* 1998; 23: 568-575.

Granata KP, Marras WS: The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine* 1995; 20: 913-9.

Granata KP, Orishimo KF, Sanford AH:
Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2001; 11: 247-254.

Granata KP, Wilson SE:
Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics* 2001; 16: 650-659.

Gustavsen und Streek, R:
Trainingstherapie im Rahmen der manuellen Medizin. Prophylaxe und Rehabilitation (3. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme 1997.

Haberl H, Cripton PA, Orr TE, Beutler T, Frei H, Lanksch WR, Nolte LP:
Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/ extension. *European Spine Journal* 2004; 7: 1-13.

Hack A:
Entstehung von Bandscheibenvorfällen. Untersuchung über den Zusammenhang mit Störungen der Gelenkbeweglichkeit and der Lendenwirbelsäule. *Manuelle Medizin* 2000; 38: 33-35.

Hake A, Frobin W, Brinckmann P, Biggemann M:
Sagittale Rotations- und Translationsbewegung lumbaler Segmente mit höhengeminderten Bandscheiben. *Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgegebenden Verfahren* 2002; 174: 996-1002.

Hall L, Tsao H, Macsonald D, Coppieters M, Hodges PW:
Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; 9(8): 21.

Hamilton Ch.:
Segmentale Stabilisation der LWS. *Krankengymnatik* 1997; 4: 614-620**.**

Hanson S:
Physiotherapie und Tanz. Zur Bedeutung der Konzepte Spiraldynamik- Gyrokinesis/Gyrotonic- Pilates für professionelle Ballett-Tänzerinnen und Balett-Tänzer (Teil 1). *Zeitschrift für Physiotherapeuten* 2006a; 58 (7): 700-713.

Hanson S:
Physiotherapie und Tanz- Zur Bedeutung der Konzepte Spiraldynamik- Gyrokinesis/Gyrotonic- Pilates für professionelle Ballett-Tänzerinnen und Balett-Tänzer (Teil 2). *Zeitschrift für Physiotherapeuten* 2006b; 58 (8): 794-803.

Hanson S:
Physiotherapie und Tanz- Zur Bedeutung der Konzepte Spiraldynamik- Gyrokinesis/Gyrotonic- Pilates für professionelle Ballett-Tänzerinnen und Balett-Tänzer (Teil 3). Zeitschrift für Physiotherapeuten 2006c; 58 (9): 964-970.

Hanson S:
Physiotherapie und Tanz- Zur Bedeutung der Konzepte Spiraldynamik- Gyrokinesis/Gyrotonic- Pilates für professionelle Ballett-Tänzerinnen und Balett-Tänzer (Teil 4). Zeitschrift für Physiotherapeuten 2006d; 58 (10): 1094-1103.

Harding VR, Williams AC, Richardson PH, Nicholas MK, Jackson JL, Richardson IH, Pither CE:
The development of a battery of measures for assessing physical functioning of chronic pain patients. *Pain* 1994; 58; 367-375.

Harris GF, Wertsch JJ:
Procedures for gait analysis. *Archives of Physical and Medicine Rehabilitation* 1994; 75: 216-225.

Harter WH:
Degenerative Veränderung der Lendenwirbelsäule als mechanische Wirkung. *Journal of Osteopathic Medicine* 2001; 39: 14-16.

Hayden JA, van Tulder MW, Tomlinson G:
Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *American College of Physicians* 2005; 142 (9): 776-786.

Healey EL, Fowler NE, Burden AM, McEwan IM:
The influence of different unloading positions upon stature recovery and paraspinal muscle activity. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 365-371.

Heel Ch:
Konstruktion der Bandscheibe. Die Konstruktion der Bandscheibe bestimmt deren Gebrauch. *Zeitschrift für Physiotherapie OPV* 2000; 2: 13-9.

Heel Ch:
Laufen: Rhythmus und Bewegung- unser Körper in Schwingung. *Physiotherapeuten* 2004; 56 (12): 2268-2278.

Heel Ch:
Wirbelsäule: Koordiantionseinheit Becken. In A. Hüter-Becker, U. Betz, Ch. Heel (Hrsg.), *Das neue Denkmodell in der Physiotherapie,* Bd. 1: Bewegungssystem (2. aktualisierte Aufl., S.61-82). Stuttgart: Thieme 2006a.

Heel Ch:
Wirbelsäule: Koordiantionseinheit Brustkorb. In A. Hüter-Becker, U. Betz, Ch. Heel (Hrsg.), *Das neue Denkmodell in der Physiotherapie,* Bd. 1: Bewegungssystem (2. aktualisierte Aufl. S. 83-104). Stuttgart: Thieme 2006b.

Heel Ch:
Wirbelsäule: Koordiantionseinheit Hüftgelenke.. In A. Hüter-Becker, U. Betz, Ch. Heel (Hrsg.), *Das neue Denkmodell in der Physiotherapie,* Bd. 1: Bewegungssystem (2. aktualisierte Aufl., S.105-125). Stuttgart: Thieme 2006c.

Herkowitz, HN*:*
Spine update. Degenerative lumbar spondylolisthesis. *Spine* 1995; 20: 1084-90.

Heubl H:
Grundlagen der Physiotherapie und der Osteopathie**.** In I. Froböxe, G. Nellessen, C. Wilke (Hrsg.) *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2.Aufl, S. 217-237). München: Urban Fischer 2003.

Hides JA, Stokes MJ, Saide M:
Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/ subacute low back pain. *Spine* 1994; 19:165.

Hides LA, Richardson CA, Jull GA:
Multifidus muscle recovery is not automatic following resolution of acute first episode low back pain. *Spine* 1996; 21: 2763.

Hides, JA, Jull GA, Richardson CA, Hodges P*:*
Lokale Gelenkstabilisaton: Spezifische Befunderhebung und Übungen bei lumbalen Rückenschmerzen. *Manuelle Therapie* 1997;1: 8-15.

Hides JA, Jull GA, Richardson CA:
Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine* 2001; 26(11): 243-248.

Hides JA, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E:
Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects. *Manual Therapy* 2008; 13(6). 43-49 Epub.

Hildebrandt J, Müller G, Pfingsten M:
Lendenwirbelsäule. Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen. München Urban Fischer 2005.

Himmelreich H, Stefanicki E, Banzer W:
Die Ultraschallgesteuerte Anthropmetrie (UGA) – Zur Entwicklung eines neuen Verfahrens in der Asymmetriediagnostik. *Sportverletzungen - Sportschaden* 1998; 2: 60-65.

Hodges PW, Richardson CA:
Inefficient muscular stabilisation of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996; 21: 2640.

Hodges, P.W., C.A. Richardson:
Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy* 1997a; 77: 132.

Hodges, P.W., C.A. Richardson:
Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental Brain Research* 1997b; 114: 362.

Hodges, PW, Butler JE, Mc Kenzie D, Gandevia SC.
Contraction of the human diaphragm during postural adjustments. *Journal of Physiology* 1997; 505: 539-48.

Hodges PW, Richardson CA:
Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999a; 80(9): 1005-1012.

Hodges PW, Richardson CA.
Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in postural tasks. *Neuroscience Letters* 1999b; 265: 91-94.

Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, Thorstensson A:
Three dimensional preparatory trunk motions precede asymmetrical upper limb movement. *Gait & Posture* 2000; 11: 92-101.

Hodges PW, Gandevia SC:
Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology* 2000; 89 (3): 967-976.

Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, Thorstensson A:
In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *Journal of Biomechanics* 2001; 34(3): 347-53.

Hodges PW, Moseley LG:
Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 361-370.

Hoffmann H:
Bewegungsanalytische Aspekte des Laufens. In H. Binkowski, H. Huber: *Stehen, gehen, laufen*. Kleine Schriftenreihe des Deutschen Verbandes für Gesundheitssport und Sporttherapie (Bd. 3). Waldenburg 1992, 68-84.

Hoffmann U:
Schnellkurs Statistik mit Hinweisen zur SPSS-Benutzung. Köln: Sport und Buch Strauß 2000.

Horstman T, Mayer F, Venter C, Axmann D, Dickhuth HH:
Reproducibilty of EMG signals and gait analysis data in the hip surrounding musculature. *Medicine & Science in Sports & Exercise Supplement* 1998; 30(5): 171.

Huber G:
Rückenschmerz und Kräftigungsansätze. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport* 2008; 24: 46-50.

Hubert E, Weber A:
Power Pilates. München: Midena 2001.

Hubley Kozey CL, Vezina MJ:
Differentiating temporal electromyographic waveforms between those with chronic low back pain and healthy controls. *Clinical Biomechanics* 2002; 17: 621-629.

Hultmann G, Nordin M, Saraste H, Ohlsen H:
Body composition endurance, strength, cross-sectional area, and density off M. erector spinae in men with and without low back pain. *Journal of Spinal Disorders* 1993; 6(2): 114-123.

Hungerford B, Giileard W, Hodges P:
Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the precence of sacroiliac joint pain. *Spine* 2003; 28(14), 1593-600.

Hüter- Becker A, Betz U, Hell Ch (Hrsg.):
Lehrbuch zum neuen Denkmodell der Physiotherapie (Bd. 1. Bewegungssystem, 2. Aufl.). Stuttgart: Thieme 2006.

Iencean SM:
Classification of spinal injuries based on the essential traumatic spinal mechanisms. *Spinal Cord* 2003; 41(7): 385-396.

Iguchi T, Kanemura A, Kashara K, Kurihara A, Doita M, Yoshiy S:
Age distribution of three radiologic factors for lumbar instability: Probable aging process of the instability with disc degeneration. *Spine* 2003; 28(13): 2628-2633.

Indahl A, Kaigle A, Reikeräs O, Holm S:
Electromyographic response of the porcine multifidus musculature after nerve stimulation. *Spine* 1995; 20: 2652-8.

Indahl A, Kaigle A, Reikeräs O, Holm S:
Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints and paraspinal muscles. *Spine* 1997; 22: 2834-40.

Indahl A, Kaigle A, ReikeräsO, Holm S:
Sacroiliac joint movement in activation of the porcine spinal and gluteal musculature. *Journal of Spinal Disorders* 1999; 12(4): 325-330.

Inglis JT, Frank JS, Inglis B:
The effect of muscle vibration on human position sense during movements controlled by lengthening muscle contraction. *Experimental Brain Research* 1991; 84: 631-4.

Ivanenko YP, Cappellini G, Cominici N, Poppele RE, Lacquaniti F:
Corrination of Locomotion with voluntary Movements in Humans. *The Journal of Neuroscience* 2005: 25(31): 7238-7253.

Jacobson WC, Gabel RH, Brand RA:
Surface vs. fine-wire electrode ensemble-averaged signals during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1995; 5(1): 37-44.

Janda V:
Muscles, central nervous motor regulation and back problems. In M. Korr (Ed.), *Neurobiologic Mechanisms in Manipulative Therapy* (pp27-41). New York: Plenum Press, 1978.

Janda V:
Der Prozeß des motorischen Lernens als Basis einer Behandlung unvollkommen ausgebildeter oder gestörter Bewegungsfertigkeiten. *Zeitschrift für Physiotherapeuten* 1980; 32: 317-323.

Janda V:
Gestörte Bewegungsabläufe und Rückenschmerzen. *Manuelle Medizin* 1984; 22: 74-78.

Janda, V:
The treatment of chronic back pain. *Journal of Manual Medicine* 1992; 6: 166-168.

Janda V, Bullock Saxton JE:
Zur Frage der Stabilität der Bewegungsmuster in bezug auf die Propriozeption. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 1994; 45: 37-44.

Jemmett RS:
Rehabilitation of lumbar multifidus dysfunction in low back pain: strengthenng versus a motor re-education model. *British Journal of Sport Medicine* 2003; 37: 91-92.

Jonsson B:
The functions of the individual muscles in the lumbar part of the spinae muscle. *Electromyography* 1970; 10: 5-21.

Jorgenson K, **Mag C, Nicholaisen T, Kato M***:*
Muscle fibre distrubtion, capillary density and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. *Spine* 1993; 18: 1439.

Jull GA, Richardson CA,Toppenberg R, Comerford M, Bui B:
Towards a measurement of active muscle control for lumbar stabilisation. *Australian Journal of Physiotherapy* 1993: 39; 187.

Jull, GA, CA Richardson:
Motor control problems in patients with spinal pain: A new direction for therapeutic exercise. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2000; 23 (3): 115-117.

Junghans H:
Störungen in der Entwicklung und Leistungsfähigkeit der Wirbelsäule.
In H. Junghans: *Die Wirbelsäule in Forschung u. Praxis* (Bd. 5) Stuttgart: Hippokrates 1958.

Junghans H:
Die gesunde und die kranke Wirbelsäule in Röntgenbild und Klinik. Stuttgart: Thieme 1968.

Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVP: Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research* 1989; 7: 849-860.

Kader DF, Wardlaw D, Smith FW:
Correlation between the MRI changes in the lumbar multifidus muscles and leg pain. *Clinical Radiology* 2000; 55(2): 145-149.

Kaigle AM, Holm SH, Hansson TH:
Experimental instability in the lumbar spine. *Spine* 1995; 20 (12): 421-427.

Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH:
Muscular and kinematic behaviour of the lumbar spine during flexion- extension. *Journal of Spinal Disorders* 1998; 11 (2): 163-174.

Kaigle A, Holm S, Hansson T:
Kinematic behavior of the porcine lumbar spine: A chronic lesion model. *Spine* 1993; 22: 2796-2806.

Kang YM, Wheeler JD, Pickar JG:
Stimulation of chemosensitive afferents from non sensitive multifidus muscle spindles to vertebral loads in the lumbar spine of the cat. *Spin*e 2001; 26(14): 1528-36.

Kang YM, Choi WS, Pickar JG:
Electrophysiologic evidence for an intersegmental reflex pathway between lumbar paraspinal tissues. *Spine* 2002; 27(3): 56-63.

Kang HG, Dingwell JB:
Separating the effects of age and walking speed on gait varability. *Gait & Posture* 2008; 27(4): 572-7.

Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O:
Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1998; 79: 412-417.

Kapandji IA:
Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik, Bd. 3 Rumpf und Wirbelsäule (2. Aufl.). Stuttgart: Enke 1992.

Kasai R:
Current trends in exercise management for chronic low back pain: Camparison between strengthening exercise and spinal segmental stabilization exercise. *Journal of Physical Therapy Science* 2006; 18: 97-105.

Kasman G:
Using surface electromyography. *The Interdisciplinary Journal ob Rehabilitation* 2002; 3: 3-8.

Kavanagh JJ, Barett RS, Morrsison S:
Upper body accerlerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait &Posture* 2004; 20: 291-298.

Kavcic N, Grenier S, McGill SM:
Determining the Stabilizing Role of Individual Torso Muscles During Rehabilitation Exercises. *Spine* 2004; 29(11): 1254-1265.

Keefe KF, Hill RW:
An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain* 1985; 21(2): 153-161.

Kendall FP, Kendall McCreary E, Geise Provance P:
Muskeln. Funktionen und Tests (3.überarbeitete und erweiterte Aufl.). Lübeck: Gustav Fischer 1998.

Kettler A, Marin F, Sattelmayer G, Mohr M, Mannel H, Dürselen L, Claes L, Wilke HJ: Finte helical axes of motion are a useful tool to describe the three-dimensional in vitro kinematics of the intact, injured and stabilised spine. *European Spine Journal* 2004; 13: 553-559.

Khodadadeh S, Eisenstein SM, Patrick J:
Gait asymmetry in patient with chronic low back pain. *Neuro-Orthopedics* 1988; 6: 24-27.

Khodadadeh S, Eisenstein S, Summers B, Patrick J:
Gait analysis of patients with low back pain before and after surgery. *Spine* 1993; 18 (11): 1451-1455.

Khoo BCC, Goh JCH, Bose K:
A biomechanical model to determine lumbosacral loads during single stance phase in normal gait. *Medical Engineering & Physics* 1995; 17: 27-35.

Kiefer A, Shirazi-adl H, Parnianpour M:
Stability of the human spine in neutral postures. *European Spine Journal* 1997; 6: 45-53.

Kirkaldy-Willis WH:
Presidential symposium on instability of the lumbar spine. *Spine* 1985; 3: 254-56.

Kirkaldy-Willis WH, Wedge JH, Young-Hing K:
Pathology and pathogenesis of lumbar spondylosis and stenosis. *Spine* 1978; 3: 319-328.
.
Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF:
Instability of the lumbar spine. *Clinical Orthopaedics* 1982; 165: 110-123.

Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P:
Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 227-235.

Kladny B, Fischer FC, Haase I:
Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of low back pain and lumbar disk disease in outpatient rehabilitation. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzbreiche* 2003; 141 (4): 401-5.

Kleinert J:
Fragebogen zur Erfassung der wahrgenommenen körperlichen Erfassung wkv. Online Paper des psychologischen Instituts der Deutschen Sporthochschule Köln 2003.

Kleinert J:
Adjektivliste zur Erfassung der wahrgenommenen körperlichen Verfassung (WKV). *Zeitschrift für Sportpsychologie* 2006; 13(4): 156-164.

Kleinert J, Liesenfeld M:
Dimensionen der erlebten körperlichen Verfassung (WKV). In: J.R. Nitsch & H. Allmer (Hrsg.), *Denken, Sprechen, Bewegen* (32. Tagung der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie vom 1.-3. Juni 2000 in Köln, S.283-289). Köln 2001:bps.

Kleissen RFM:
Effects of electromyographic processing methods on computer-averaged surface electromyographic profiles for the gluteus medius muscle. *Physical Therapy* 1990; 70 (11): 716-22.

Knoll Z, Kiss R, Kocsis L:
Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004; 14 (3): 287-297.

Knüsel O, Wiedmer L:
Der menschliche Gang und seine quantitative und qualitative Diagnostik - Vorstellung der Ganganalyse. In E. Conradi, R. Brenke (Hrsg.), *Bewegungstherapie, Grundlagen, Ergebnisse, Trends* (S.143-150). Berlin: Uhlstein 1993.

Knuttson F:
The instability associated with disc degeneration in the lumbar spine. *Acta Radiologica* 1944; 24: 593-609.

Knutsen LB, Soderberg GL, Ballantyne BT, Clarke WR:
A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1994; 4: 47-59.

Kofotolis N, Kellis E:
Effects of two 4-week proprioceptive neuromuscular facilitation programs on muscle endurance, flexibility, and functional pervormance in women with chronic low back pain. *Physical Therapy*; 2003; 86 (7): 1001-1006.

Kohlmann T, Raspe HH:
Zur Graduierung von Rückenschmerzen. *Therapeutische Umschau* 1994; 51: 375-380.

Konno S, Kikuchi S, Nagaosa Y:
The relationship between intramuscular pressure of the paraspinal muscles and low back Pain. *Spine* 1994; 19:2186-2189.

Konrad P:
EMG-Fibel. Eine praxisorienierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Noraxon INC USA 2005.

Koumantakis GA, Watson PJ, Oldham JA:
Supplementation of general endurance exercise with stabilisation training versus general exercise only. Physiological and functional outcomes of a randomised controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 474-482.

Kowanz A:
Die autochthone Rückenmuskulatur. Ihre Bedeutung und Funktion für die Haltung, Belastung und Stabilität der Wirbelsäule und des Beckens und damit verbundene Konsequenzen für die Sporttherapie. Unveröff. Dipl.arbeit DSHS, Köln 2002.

Kramer M, Katzmaier P, Eisele R, Ebert V, Kinzl L, Hartwig E:
Surface electromyography-verified muscular damage associated with the open dorsal approach to the lumbar spine. *European Spine Journal* 2001; 10(5): 414-420.

Kramer M, Völker HU, Weikert E, Katzmaier P, Sterk J, Willy C, Gerngross H, Kinzl L, Hartwig E:
Simultaneous measurement of intramuscular pressure and surface electromyography of the multifidus muscle. *European Spine Journal* 2004; 13: 530-536.

Krämer KL:
Scorses, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Stuttgart: Thieme 1993.

Krebs DE, Wong D, Jevesvard D, O´Riley P, Hodge WA:
Trunk kinematics during locomotor activities. *Physical Therapy* 1992; 72: 505-514.

Krismer M, Haid Ch, Rabi W:
The contribution of annulus fibers to torque resistance. *Spine* 1996; 22: 2551-2557.

Krismer M, Haid C, Ogon M, Behensky H, Wimmer C:
Biomechanics of lumbar instability. *Der Orthopäde* 1997: 26 (6): 516-520.

Kumagai M, Shiba N, Higuchi F, Nishimura H, Inoue A:
Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic Research* 1997; 15: 888-893.

Kumar C, Panjabi M:
In vivo axial rotations and neutral zones of the thoracolumbar spine. *Journal of Spinal Disorders* 1995; 8: 253-63.

Kummer, B.: Biomechanische Aspekte zur Instabilität der Wirbelsäule, In G.A. Fuchs (Hrsg.). *Die instabile Wirbelsäule.* Stuttgart: Thieme 1991.

Lamoth CJ, Meijer OG, Wuismann PI, van Dieen JH, Levin MF, Beek PJ:
Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking with non-specific low back pain. *Spine* 2002; 27(4): 92-99.

Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Moseley GL, Wuisman PI, Beek P:
Effects of experimentally induces pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clinical Biomechanics* 2004; 19: 551-563.

Lamoth CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ:
How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordnination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & Posture* 2006a; 23: 230-239.

Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ:
Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscke activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal* 2006b; 15: 24-40.

Lamoth CJ; Stins JF, Pont R, Kerckhoff F, Beek PI:
Effects of atttention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2008; 5: 13-19.

Larsen Ch:
Die zwölf Grade der Freiheit. Petersburg: Via Nova 1995.

Larsen Ch:
Wirbelsäule- Prävention durch 3D-Bewegungsqualtität. *Krankengymnastik* 1998; 50(5): 802-813.

Larsen Ch:
3D-Anatomie-Sehen in der Praxis. Spiraldynamik- Schnittstelle zwischen Sportmedizin, Rehabilitation, Prävention und Training. *Krankengymnastik* 1999; 51(4): 577-600.

Larsen Ch:
Spannendes und entspannendes zum Thema Beckenboden. *Krankengynmnastik* 2000; 52(11). 1842-1468.

La Touche R, Excalante K, Linares MT:
Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates Method. Systematic Review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*2008; 12(4): 364-370.

Laube W, Weber J, Thue L, Schomacher J:
Aktive Übungen- arbeitet der Zielmuskel wirklich? Kinesiologische Elektromyographie. Teil 1. *Manuelle Therapie* 1998; 2: 52-59.

Lavender SA, Marras WS, Miller RA:
The development of response strategies in preparation for sudden loading to the torso. *Spine* 1993; 18: 2097-2105.

Leach RA, Owens EF, Giesen JM:
Correlates of myoelectric asymmetry detected in low back pain patients using hand-held post-style surface electromyography. *Journal of Manipulative and Physiolical Therapy* 1993; 16(3): 140-149.

Lee JH, Ooi Y, Nakamura K:
Measurement of muscle strength of the trunk and the lower extremities in subjects with a history of low back pain. *Spine* 1995; 20: 1994-1996.

Lee S, Chan CK, Lam T, Lam C, Lau N, Lau RW, Chan S:
Relationship between low back pain and lumbar multifidus size at different postures. *Spine* 2006; 31(19): 2258-2262.

Leonard CT:
The neuroscience of human movement. Missouri: Mosby-Year Book St. Louis 1998.

Leroux A, Fung J, Barbeau H:
Postural adaption to walking on inclied surfaces: In normal stragegies. *Gait & Posture* 2002; 15: 64-74.

Lehto M, Hurme M, Alaranta H, Einola S, Falck B, Jarvinen M, Kalimo H, Mattila M, Paljarvi L:
Connective tissue changes of the multifidus muscle in patients with lumbar disc herniation. An immunohistologic study of collagen types I and III and fibronectin. *Spine* 1989; 14(3): 302-309.

Lewit K.:
Stabilisierung der Wirbelsäule. *Manuelle Therapie* 1999; 3: 117-121.

Lewit K, Kolar P:
Funktionsstörungen im Bewegungssystem- Verkettung und Fehlprogrammierung. *Krankengymnastik* 1998; 50: 1346-1352.

Lindgren K, Sihvonen T, Leino E, Pitkanen M:
Exercise therapy effects on functional radiographic findings and segmental electromyographic activity in lumbar spine instability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1993; 74: 933-939.

Ludin HP:
Praktische Elektromyographie (5 überarb. Aufl.). Stuttgart: Enke 1997.

Lund JP, Donga R, Widmer CG, Stohler CS:
The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 1991: 69: 683-694.

Luomajoki H:
Evidence für Übungen und Training bei lumbalem Rückenschmerz (LBP). *Manuelle Therapie* 2002; 6: 33-46.

Luoto S, Hurri H, Allaranta H:
Reaction time in patients with chronic low-back pain. *European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 1995; 5: 47-50.

Luoto S, Taimela S, Hurri H, Aalto H, Pyykkö I, Alaranta H:
Psychomotor speed and postural control in chronic low back pain patients: A controlled follow-up study. *Spine* 1996; 21: 2621-2627.

MacDonald DA, Moseley GL, Hodges PW:
The lumbar multifidus: Does the evidence support clinical beliefs? *Manual Therapy* 2006; 11: 254-263.

Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, Munro RR:
The morphology of the human lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics* 1986a; 1: 196-204.

Macintosh JE, Bogduk N:
The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics* 1986b; 1: 205-213.

Macintosh JE, Bogduk N, Gracovetsky S:
The biomechanics of the thoracolumbar fascia. *Clinical Biomechanics* 1987; 2: 78-83.

Maher CG, Latimer J, Hodges PW, Refhauge KM, Moseley GL, Herbert RD, Costa LOP, McAuleyJ:
The effect of motor control exerxise versus placebo in patients with chronic low back pain. *Musculoskeletal Disorders* 2005; 6: 612-621.

Mannion AF, Dvorak J, Taimela S, Müntener M:
Lumbale Rückenschmerzen. Vergleich von drei aktiven Therapieverfahren. *Osteopathische Medizin* 2001; 39: 170-176.

Mannion AF, Käser L, Weber E, Ryhner A, Dvorak J, Müntener M:
Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *European Spine Journal* 2000; 9: 273-281.

Marras WS, Mirka GA:
A comprehensive evaluation of trunk response to asymmetric trunk motion. *Spine* 1992; 17: 318-326.

Marshall P, Murphy B:
The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular respinse of abdominal muscles to rapid limbs movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13(5): 477-489.

Mattacola CG, Perrin DH, Gansneder BM, Allen JD, Mickey CA:
A comparison of visual analog and graphic rating scales for assessing pain following delayed onset muscle soreness. *Journal of Sports and Rehabilitation* 1997; 6(1): 38-46.

Mattila M, Hurme M, Alaranta H, Paljarvi L, Kalimo H, Falck B, Lehto M, Einola S, Jarvinen M:
The multifidus muscle in patients with lumbar disc herniation. A histochemical and morphometric analysis of intraoperative biopsies. *Spine* 1986; 11(7): 732-8.

May S, Johnson R:
Stabilisation exercises for low back pain: a systematic review. Physiotherapy. 2008; 94(3):179-189.

Mayer TG, Kondraske G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R:
Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normal with deconditioned patients. *Spine* 1989; 14: 986-991.

McGibbon Ca, Krebs DE:
Age-related changes in lower trunk coordination and energy transfer during gait. *Journal of Neurophysiology* 2001; 85(5): 1923-1931.

McGill SM:
Kinetic potential of the lumbar trunk musculatur about three orthogonal orthopaedic axes in extreme posture. *Spine* 1991; 16: 809-816.

McGill SM, Norman RW:
Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics* 1987; 30: 1565-88.

McGill S, Juker D, Kopf P:
Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 1996; 29(11): 1503-1507.

McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J:
Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 353-359.

McIntosh AS; Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR:
Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 2491-2502.

Meinel, K., Schnabel, G.:
Bewegungslehre und Sportmotorik (9. Aufl)., Berlin: Sportverlag 1998.

Meurer A:
Elektromyographie und Goniomtrie der menschlichen Gehbewegung. Berlin: Springer 2001.

Mickelborough S:
Muscle activity during gait initiation innormal gait of eldery people. *Gait & posture* 2004; 19(1); 50-57.

Miller DJ:
Comparison of electromyographic activity in the lumbar paraspinal muscles of subjects with and without chronic low back. *Physical Therapy* 1985; 65(9); 1347-1354.

Mimura M, Panjabi M, Oxland T, Crisco j, Yamamoto I, Vasavada A:
Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine* 1994; 19:1371-80.

Mok NW, Brauer SG, Hodges PW:
Failure to use movements in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine* 2007; 32(19): E537-E543.

Moe-Nilssen R, Ljunggren AE, Torebjörk E:
Dynamic adjustments of walking behaviour dependent on noxious input in experimental low back pain. *Pain* 1999; 83: 477-485.

Moffett J, McLean S:
The role of physiotherapy in the management of non-specific back pain and neck pain.
*Rheumatology (*Oxford) 2006; 45(4):371-8.

Montazem A:
Instabilitäten der Wirbelsäule: Behandlungsmögichkeiten aus heutiger Sicht. *Krankengymnastik* 2001: 11: 1960-67.

Morris JM, Benner G, Lucas DB:
An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. *Journal of Anatomy* 1962; 96: 509-520.

Morscher E:
Lumbale Instabilität: Definitionen und Ursachen. In A. Benini, F. Magerl (Hrsg.): *Die degenerative Instabilität der Lendenwirbelsäule. Ursachen- Symptome- Diagnostik- Therapie*. Bern:Hans Huber 1991.

Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC:
Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* 2002: 27(2): E29-E36.

Moseley GL, Hodges P, Gandevia SC:
External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *Journal of Physiology* 2003; 547: 581-587:

Moseley GL, Nicholas MK, Hodges PW:
Does anticipation of back pain predispose to back troubles. *Brain* 2004; 127(10): 2339-2347.

Moseley GL, Hodges PW:
Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? *Behavioral Neuroscience* 2006; 120 (2): 474-476.

Mulholland RC:
Clinical definition of instability. In M. Szpalski, R. Gunzburg, M.H. Pope (Ed.)**:** *Lumbar segmental instability* (pp.55-61). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 1999.

Müller G:
Zur Evaluation von Funktionsstörungen an der Wirbelsäule. *Manuelle Medizin* 1999; 37: 18-25.

Müller R:
Die Nutzung der Kraftverteilung des Bauchraums zur flexiblen Rumpfstabilisierung. *Manuelle Medizin* 2005; 43(2): 97-99.

Murata M, Morio Y, Kuranobu K:
Lumbar disc degeneration and segmental instability: a comparison of magnetic resonace images and plain radiographs of patients with low back pain. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 1994, 113(6): 297-301.

Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA:
Treadmill vs. floor walking kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of applied physiology* 1985: 59: 87-91.

Nachemson AL:
Newest knowledge of low back pain. A critical look. Clin Orthop Rel Res 1992; 279: 8-20.

Nachemson AL:
Instability of the lumbar spine. *Neurosurgery Clinics of North America* 1991; 2: 785-90.

Nachemson AL:
Scientific diagnosis or unproved label for back pain patients? In M. Szpalski, R. Gunzburg, M.H. Pope: *Lumbar segmental instability* (pp.297-301). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 1999.

Nachemson AL:
Neck and Back Pain. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2000.

Nachemson AL, Schultz AB, Berkson MH:
Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc level and degeneration. *Spine* 1979; 1: 1-8.

Nagel B, Gerbershagen HU, Lindena G, Pfingsten M:
Entwicklung und empirische Überprüfung des Deutschen Schmerzfragebogens der DGSS. *Der Schmerz* 2002; 16(4): 263-270.

National Research Council:
Diet and Health. Implications for Reducing Chronic Disease Risk. Washington D.C: National Academy Press 1989.

Netter FH:
Atlas der Anatomie des Menschen (2. unver. Aufl.). Basel: Novartis 1995

Neuhauser H, Ellert U, Ziese T:
Chronische Rückenschmerzen in der Allgemeinbevölkerung in Deutschland 2002/2003: Prävalenz der besonders betroffenen Bevölkerungsgruppen. In: Das Gesundheitswesen (Jg. 67, Heft 10). Stuttgart 2005.

Neumann G:
Zur Begriffsbestimmung muskulärer Dysbalancen. In: M. Engelhardt, J. Freiwald, L. Zichner (Hrsg): *Neuromuskuläre Dysbalancen*. Wehr: Novartis Pharma Verlag 2000.

Ng JK, Richardson CA:
EMG study of erector spinae and multifidus in two isometric back extension exercises. *Australian Journal of Physiotherapy* 1994; 40: 115-121.

Ng JK, Richardson CA:
Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1996; 77: 259-66.

Ng JK, Richardson C, Jull GA:
Electromyographic amplitude and frepuency changes in the iiocostalis lumborum and mulitfidus muscles during a trunk holding test. *Physical Therapy* 1997; 77(9), 954- 961.

Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V:
Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles during isometric axial rotation exertion: an investigation in patients with back pain and in healthy subjects. *Spine* 2002; 27(6): 637-646.

Ng HW, Teo EC, Lee KK, Qiu TX:
Finite element analysis of cervical spinal instability under physiologic loading. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 2003: 16(1): 55-65.

Nickel, Uwe:
Entwicklung und Erprobung eines Fragebogens zur Erfassung von Kontrollüberzeugung bei Wirbelsäulenerkrankungen und Rückenschmerzen (KÜ-WS). Diss., Friedrich-Alexander-Universität, Nürnberg 1995.

Niethard FU, Pfeil J:
Orthopädie (3. vollst. überarb. Aufl.). Stuttgart: Hippokrates 1997.

Norris CM:
Spinal stabilisation 1. Active lumbar stabilisation-concepts. *Physiotherapy* 1995a; 81(2): 61-64.

Norris CM:
Spinal stabilisation 4. Muscle imbalance and the low back. *Physiotherapy* 1995d; 81(3):127-138.

Norris, CM:
Spinal stabilisation: 5. An exercise programme to enhance lumbar stabilisation. *Physiotherapy* 1995e; 81(3):138-146.

Nouven A, Bush C:
The relationship between paraspinal EMG and chronic low back pain. *Pain* 1984; 20: 109-123.

Nouven A, van Akkerveeken PF, Versloot JM:
Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low back pain. *Spine* 1987; 12(8): 777-782.

Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S:
Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 2005; 42(4); 523-534.

Ogon M, Bender B, Hooper D, et al:
A dynamic approach to spinal instability. I & II. *Spine* 1997; 22: 2841-2865.

O´Sullivan PB:
Lumbar segmental ´instability´: Clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy* 2000; 5(1): 2-12.

O´Sullivan, PB, LT. Twomey, GT Allison:
Dynamic stabilization of the lumbar spine. *Critical Reviews in Physical and Rehabiltation Medicine* 1997a; 9: 315-330,

O´Sullivan, P-B., L. Twomey, G.Allison:
Evaluation of specific stabilising exercises in the treatment of chronic low back pain with radiological diagnosis of spondylolisis or spondyloisthesis. *Spine* 1997b; 22: 2959-2967.

O´Sullivan PB, Twomey L, Allison GT:
Dysfunction of the neuro-muscular system in the presence of low back pain: Implications for physical therapy management. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 1997c; 5(1): 20-26.

O`Sullivan PB, Twomey L, Allison GT:
Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1998; 27: 114-124.

O´Sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA, Cripps J, Graf F, Lin IB, ucker B, Avery A:
Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint paint during the active straight-leg-raise test. *Spine* 2002; 27(1): E1-8.

O´Sullivan PB, Burnett A, Floyd AN, Gadson K, Logiudice J, Miller D, Quirke H:
Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine* 2003; 28 (10): 1074-9.

Ounpuu S, Winter DA:
Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1989; 72(5): 429-38.

Oxland TR, Panjabi MM:
The onset and progression of spinal injury: a demonstration of neutral zone sensitivity.
Journal of Biomechanics 1992; 25(10):1165-72.

Panjabi MM:
Degeneration, injury, and spinal instability. In J. Weinstein, S.W. Wiesel (Eds.): *The lumbar spine.* The International Society for the Study of the Lumbar Spine 1(pp.88-183). Philadelphia: P.A. Saunders 1990.

Panjabi MM:
The stabilising system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* 1992a; 5: 383-390.

Panjabi MM:
The stabilising system of the spine. Part II. Neutral zone and stability hypothesis.
Journal of Spinal disorders 1992b; 5: 390-398.

Panjabi MM:
Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 371-379.

Panjabi M, Abumi K, Duranceau J, Olland T:
Spinal stability and intersegmental muscle forces. *Spine* 1989; 14: 194-200.

Panjabi MM, Lydon C, Vasavada A, et al.
On the understanding of clinical instability. *Spine* 1994; 19: 2642-2650.

Panjabi MM, White AA:
Biomechanics in the musculoskeletal system. London: Churchill Livingstone 2001.

Papp T, Porter RW, Shepperd JAN:
An in vitro study of the biomechanical effects of flexible stabilization on the lumbar spine. *Spine* 1997; 22: 151-155.

Paquet N, Malouin F, Richards CL:
Hip-spine movement interaction and muscle activation pattern during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine* 1994; 19: 596-603.

Paris SV:
Physical signs of instability. *Spine* 1985; 10(3): 277-279.

Parkkola R, Rytokoski U, Kormano M:
Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine* 1993; 18(7): 830-836.

Parnjanpour M, Nordin M, Kahanovitz N, Frankel V:
The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement pattern. *Spine* 1988; 13: 982-992.

Parkhurst Gm, Burnett MN:
Injury and proprioception in the lower back. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1994; 19: 282-295

Patla AE:
Some characteristics of EMG patterns during locomotion: Implications for the locomotor control process. *Journal of Motor Behavior* 1985; 17 (4). 443-461.

Pauly JE:
An EMG analysis of certain movements and exercises: Some deep muscles of the back. *Anatomical Record* 1966; 155: 223-234.

Pearcy M, Shepherd J:
Is there instability in spondylolisthesis? *Spine* 1985; 10(2): 175-7.

Pearcy MJ, Tibrewal SB:
Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine* 1984; 9(6): 582-587.

Pearcy MJ, Portek I, Shepherd J:
The effect of low-back pain on lumbar spinal movement measurd by three-dimensional X-ray analysis. *Spine* 1985; 10(2): 150-153.

Perry I:
Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. München: Urban & Fischer 2003.

Peurala SH, Tarkka IM, Juhakoski M, Kononen M, Karhu J, Jakaloa P, Vanninen R, Sivenius J:
Restoration of normal cortical excitability and gait ability in acute stroke after intensive rehabilitation. *Cerebrovascular Disease* 2008; 26(2): 208-209.

Pfingsten M, Franz C, Hilfebrandt J, Saur P, Seeger D:
Göttinger Rücken Intensiv Programm (GRIP)—ein multimodales Behandlungsprogramm für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen, Teil 3. Psychosoziale Aspekte. *Der Schmerz* 1996; 10(6): 326-344.

Pitkänen MT, Manninen HI, Lindgren KAJ, Sihvonen TA, Airaksinen O, Soimakallio S:
Segmental lumbar spine instability at flexion-extension radiography can be predicted by conventional radiography. *Clinical Radiology* 2002; 57: 632-639.

Platzer W:
Taschenatlas der Anatomie, Bewegungsapparat (Bd.1, 6. überarbeitete Aufl.): Stuttgart: Georg Thieme u. Deutscher Taschenbuch Verlag 1991.

Pollard CA:
Preliminary validity study of the pain disability index. *Perceptual and Motor Skills* 1984; 59(3): 974-979.

Pool-Goudzwaard AL, Vleeming A, Stoeckart R, Snijders CJ, Mens JM:
Insufficient lumbopelvic stability: A clinical, anatomical and biomechanical approach to ´a-specific´ low back pain. *Manual Therapy* 1998; 3(1): 12-20.

Pope MH, Panjabi M:
Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine* 1985; 10(3): 255-6.

Pope M, Ogon M, Okawa A: Biomechanical measurements. In M. Szpalski, R. Gunzburg, M.H. Pope: *Lumbar Segmental Instability* (pp.27-37). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 1999.

Porter JL, Wilkinson A:
Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year old men. *Spine* 1997; 22(13): 1508-13.

Portscher M, Vogt L, Pfeifer K, Banzer W:
Reproduzierbarkeit kinemetrischer Messungen der Lumbalregion in der klinischen Ganganalyse. *Sportverletzungen – Sportschaden* 2000; 14: 50-54.

Posner I, White AA, Edwards W T, Hayws W C:
A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine* 1982; 7: 374-389.

Quint U, Wilke HJ, Shirazi -Adl A, Parnianpour M, Löer F, Claes LE:
Importance of the intersegmental trunk muscles for the stability of the lumbar spine. A biomechanical study in vitro. *Spine* 1998; 23: 1937-1945.

Rackwitz B, de Bie R, Limm H, von Garnier K:
Präsentation eines systemantischen Revies-Wie effektiv sind segmentale Stabilisationsübungen bei Schmerzen in der Lendenwirbelsäule? *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin* 2005; 15(10). 1055-1063.

Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC:
Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 2000; 25(8): 947-954.

Rajnics P, Templier A, Skalli W, Lavaste F, Illes T:
The importance of spinopelvic parameters in patients with lumbar disc lesions. *International Orthopaedics* 2002; 26; 104-108.

Rantanen J, Hurme M, Falck B:
The lumbar multifidus muscle five years after surgery for a lumbar intervertebral disc herniation. *Spine* 1993; 18: 568-74.

Rasev E:
Propriozeptive posturale Koordination- Therapie der segmentalen axialen Instabilität auf dem Posturmed. *Krankengymnastik* (KG-Intern) 1999; 3: 29-33.

Rasmussen-Barr E, Nilsson-Wikmar, Arvidsson I:
Stabilizing training compared with manual treatment in sub-acute and chronic low-back pain. *Manual Therapy* 2003; 8(4): 233-241.

Rice J, Laliszer M, Walsh M, Jenkinson A, O´Brien T:
Movements at the low back during normal walking. *Clinical Anatomy* 2004; 17: 662-666.

Richardson CA, Toppenberg R, Jull GA:
An initial evaluation of eight abdominal exercises for their ability to provide stabilisation for the lumbar spine. *Australian Journal of Physiotherapy* 1990; 36: 6- 10.

Richardson CA, Jull GA, Toppenberg R, Comerford M*:*
Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: A pilot study. *Australian Journal of Physiotherapy* 1992; 38: 105-111.

Richardson CA, Jull GA, Hodges PW, Hides J:
Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. Edinburgh: Churchill Livingsstone 1999.

Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, Damen L, Pas MS, Storm J:
The relation between the transverses abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine* 2002; 27(4): 399-405.

Rowe PJ, White M:
Three dimensional, lumbar spinal kinematics during gait, following mild musculo-skeletal low back pain in nurses. *Gait & Posture* 1996; 4:242-51.

Roy S, Deluca C, Casavant D:
Lumbar muscle fatigue and chronic low back pain. *Spine* 1989: 14; 992-1001.

Roy SH, Oddsson LI:
Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Physical Therapy* 1998: 78(8): 838-850.

Sackett DL, Richarson WS, Rosenberg W, Haynes RP:
Evidenzbasierte Medizin. EMG-Umsetzung und Vermittlung. München: Zuckerschwert 1999.

Sahrmann SA:
Diagnosis & treatment of movement impairment syndromes. St. Louis: Mosby 2002

Sapsford R:
Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization. *Manual Therapy* 2004; 9: 3-12.

Sapsford RR, Hodges PW:
Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82(8): 1081-1088.

Sapsford RR, Hodges PW, Richardson CA, Cooper DH, Markwell SJ, Jull GA:
Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *Neurourology and Urodynamics* 2001; 20(1): 31-42.

Saunders SW; Rath D; Hodges PW:
Postural and respitatory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait & Posture* 2004; 20: 280-290.

Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW:
Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 784-793.

Scannell JP, McGill S:
Lumbar posture—Should it, and can it modified? A study of passive tissue lumbar position during activities of dailiy living. *Pysical Therapy* 2003; 83(19): 907-917.

Schache AG, Bennell KL, Blanch PD, Wrigley TV:
The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running. A literature review. *Gait & Posture* 1999; 10: 30-47.

Schaff P, Senner V:
Elektromyographie (EMG). Grundlagen für das Verständnis und die Anwendung in der Biomechanik und Sportorthopädie. *Sportorthopädie-Sporttraumatologie* 1999; 15(1): 34-36.

Schneider W, Seidenspinner D, Staniczek B:
Medizinische Trainingstherapie bei Erkrankungen der Lendenwirbelsäule. *Krankengymnastik* 49 (1) 1997, 36-52.

Schomacher J:
Beurteilung der Stabilisierungsfunktion der lumbalen Muskulatur. *Manuelle Therapie* 1997; 1: 29-34.

Schreiber A, Waldis M:
Lumbale Wirbelstenose und Instabilität. In A. Benini, F. Magerl (Hrsg.). *Die degenerative Instabilität der Lendenwirbelsäule. Ursachen-Symptome-Diagnostik-Therapie*. Bern: Hans Huber 1991.

Schreiber TU:
Computerisiertes Meßsystem (Zebris CMS 50) zur Bewegungsanalyse bei Patienten mit low back pain. Motodiagnostik-Therapie. Jena: Scholl 1994.

Schreiber TU, Anders C, Kankaanpää M, Uhlemann C, Bak P, Smolenski U, Scholle HC, Airaksinen O, Hänninen O:
Schmerz und segmentale lumbale Beweglichkeit- Teilauswertung aus einer Vergleichsstudie von Rückenschmerzpatienten und Schmerzfreien. *Der Schmerz* (Suppl 1) 1998; 12: 63.

Schreiber TU, Bak P, Müller WD, Ziegenthaler H, Smolenski U:
Funktionelles Assessment am Bewegungssystem. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin* 1999; 9:110-121.

Schreiber TU, Petrovitch A, Will T:
Vergleich von 3D-Bewegungsanalysen und Röntgenfunktionsaufnahmen bei Patienten mit Verdacht auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*2001; 4: 10-16.

Schulte-Frei B:
Sport- und Bewegungstherapie für den weiblichen Beckenboden. Alltagsrelevanz, Analyse und Therapie unter besonderer Berücksichtigung der neuromuskulären Ansteuerung. Diss., Deutsche Sporthochschule Köln 2007.

Schutte LM, Narayanan U, Stout JL, Selber P, Gage JR, Schwarz MH:
An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait & Posture* 2000; 11: 25-31.

Selles RW, Wagenaar RC, Smit TH, Wuisman PI:
Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clinical Biomechanics* 2001; 16(3): 175-181.

Senner V, Schaff P:
Elektromyographie (EMG). Physiologie des EMG-Signals, dessen meßtechnische Erhebung und Auswertung. *Sportorthopädie- Sporttraumatologie* 1999; 15(2): 160-165.

Sharma M, Langrana N, Rodriguez J:
Role of Ligaments and Facets in Lumbar Spinal Stability. *Spine* 1995; 20(8): 887-900.

Shemmell J, Johansson J, Portra V, Gottlieb GL, Thoams JS, Corcos DM:
Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2007; 4: 10-16.

Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T:
Electromyographic gait assessment, part 1: Adult EMG profiles and walking speed. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1987; 24(2): 13-23.

Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE:
Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 1995: 74 (2). 139-144.

Shum GL, Crosbie J, Lee RY:
Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine* 2005; 30(17):1998-2004.

Sihvonen T, Herno A, Paljarvi L, Aiaksinen O, Partanen J, Tapaninahos A:
Local degeneration of paraspinal muscles in postoperative failed back syndrome. *Spine* 1993; 18: 565-581.

Sihvonen T, Partanen J:
Segmental hypermobility in lumbar spine and entrapment of dorsal rami. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1990; 30: 175-80.

Sihvonen T, Partanen J, Hänninen O, Soimakallio S:
Electric behaviour of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1991; 72: 1080-1087.

Sihvonen T, Lindgren KA, Airaksinen O, manninen H:
Movement disturbances of the lumbar spine and abnormal back muscle electromyographic findings in recurrent low back pain. *Spine* 1997; 22(3): 289-295.

Silfies SP, Syuillante D, Mauer P, Westcott S, Karduna AR:
Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 465-473.

Sirca A, Kostevc V:
The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *Journal of Anatomy* 1985; 141: 131-133.

Skortsov DV, Laina VN:
Gait and posture in patients with low back pain compare with clinical form. *Gait & Posture* 1995; 3 (2): 85.

Slade SC, Keating JL:
Trunk-strengthening exercises for chronic low back pain: a systematic review. *Journal of Manipulative and Physiolical Therapy* 2006; 29(2): 163-173.

Smith LK, Lelas JL, Kerrigan DC:
Gender Differences in Pelvic Motions and Center of Mass Displacement during Walking: Sterotypes Quantified. *Journal of Women´s health* 2002; 22(59): 453-458.

Soderberg GL, Dostal WF:
Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Physical Therapy* 1978; 58(6): 691-696.

Soderberg GL.
Kinesiology: Application to pathological motion. Pennsylvania: Wiliams & Wilkins 1997.

Soderberg GL, Knutson LM:
A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy* 2000; 80(5): 485-498.

Sohier R, Seel F:
Die zwei Gangarten der „menschlichen Maschine“. *Manuelle Medizin* 2000a; 38: 232-235.

Sohier R, Seel F:
Biomechanisch stabilisierende und labilisierende Bewegungsrhythmen der Wirbelsäule. Öffnungs- und Entlastungsklammer-Mechanik am Wirbelsäulensegment. *Manuelle Medizin* 2000b; 38: 236-241.

Solomonow M, Zhau B, Harris M, Lu Y, Baratta RV:
The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine* 1998; 23: 2552-62.

Solomonow M, Baratta RV, Zhou BH, Burger E, Zieske A, Gedalia A:
Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 381-396.

Spring H:
Chronifizierung von Rückenschmerzen- Multizenterstudie Rückenrehabilitation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 1997; 48: 73-77.

Stanton T; Kawchuk G:
The effect of abdominal stabilization contractions on posteroanterior spinal stiffness. Exercise Physiology. *Spine* 2008; 33(6): 694-701.

Steffen, R, **Nolte LP, Pingel TH:**
Stellenwert der Rückenmuskulatur in der Rehabilitation der postoperativen segmentalen lumbalen Instabilität- Eine biomechanische Analyse. *Rehabilitation* 1994; 33: 164- 170.

Steffen T, Rubin RK, Baramki HG, Antoniou J, Marchesi D, Aebi M:
A new technique for measuring lumbar segmental motion in vivo. *Spine* 1997; 22: 156-166.

Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA:
The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercides. *Manual Therapy* 2007; 23 (3): 271-279.

Stokes IA, Wilder DG, Frymoyer JW:
Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurements of intervertebral motion. *Spine* 1981; 6(3): 233-240.

Stokes IA, Frymoyer JW:
Segmental Motion and Instability. *Spine* 1987; 12(7): 688-691.

Stokes IA, GardnerMorse M, Henry SM, Badger GJ:
Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine* 2000; 25(15): 1957-1964.

Stokes IA, Gardner Morse M:
Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 397-402.

Stokes MJ, Cooper RG, Jayson MIV:
Selective changes in multifidus dimensions in patients with chronic low back pain. *European Spine Journal* 1992; 1: 38-42.

Stokes VP, Andersson C, Forssberg H:
Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanichs* 1989; 22: 43-50.

Stöhr M:
Atlas der klinischen Elektromyographie und Neurologie **(**4. überarbeitete Aufl.). Stuttgart:W Kohlhammer 2004.

Syczewska M, Öberg T, Karlsson D:
Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 384-388.

Szpalski M, Gunzburg R, Pope MH:
Lumbar segmental instability. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 1999.

Tanaka N, An HS, Lim TH, Fujiwara A, Leon CH, Haupthon VM:
The relationship between disc degeneration and flexibility of lumbar spine. *Spine Journal* 2001; 1(1): 47-56.

Taylor NF, Evans O, Goldie P:
Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiotherapy Research International* 2001; 6(4). 205-223.

Taylor NF, Evans O, Goldie P:
The effect of walking faster on people with acute low back pain. *European Spine Journal* 2003; 12: 166-172.

Taylor NF, Goldie P, Evans O:
Movements of the pelvis and lumbar spine during walking in people with acute low back pain. *Physiotherapy Research International* 2004; 9(2): 74-84.

Tesh KM, Shaw Dunn J, Evans JH:
The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine* 1987;12: 501-508.

Theiler R, Stucki G, Schütz R, Hofer H, Seifert B, Tyndall A, Michel BA:
Parametric and non-parametric measures in the assessment of knee and hip osteoarthritis: interobserver reliability and correlation with radiology. Osteoarthritis and Cartilage 1996; 4(1): 35-42.

Thorstensson A, Carlson H, Zomlefer MR, Nilsson J:
Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 1982; 116: 13-20.

Thorstensson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR:
Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica* 1984; 121; 9-22.

Thorwesten L:
Defizite in neuromuskulärer Steuerung als Risikofaktor für die Chronifizierung von Rückenschmerzen: Propriozeption ist möglicherweise trainierbar. *Orthopädische Nachrichten* 2000, 8: 10.

Thurston AJ, Harris JD:
Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. *Spine*1983; 8: 199-205.

Tibrewal SB, Pearcy MJ, Portek I, Spivey J:
A prospective study of lumbar spinal movements before and after discectomy using biplanar radiography. Correlation of clinical radiographic findings. *Spine* 1895; 10(5): 455-60.

Tirosh O, Sparrow WA:
Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait &Posture* 2005: 279-288.

Tokuhashi Y, Matsuzaki H, Sano S:
Evaluation of clinical lumbar instability using the treadmill. *Spine* 1993; 18(15): 2321-2324.

Triano JJ, Schultz AB:
Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low back disability ratings. *Spine* 1987; 12(6): 561-565.

Tsao H, Hodges PW:
Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research* 2007; 181(4): 537-46.

Tsao H, Hodges PW:
Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low bach pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18(4): 559-567.

Tulder MW, Koes BW:
Low-back pain and sciatica. *Clinical Evidence* 2001; 6: 396-412.

Uhlig H:
Die Rekonditionierbarkeit chronischer Rückenpatienten mit muskulärer Insuffizienz. *Manuelle Medizin* 1999; 37: 40-45.

Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story ICH, Briggs CA:
Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus und externus abdominis muscles. *Clinical Biomechanics* 2005a ; 20: 233-241.

Urquhart DM, Hodges PW:
Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *European Spine Journal* 2005b; 14(4): 393-400.

Urquhart DM, Hodges PW, Story IH:
Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & Posture* 2005c; 22: 295-301.

Urquhart DM; Barker P; Hodges PW, Story I, Briggs C:
Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles**.** *Clinical Biomechanics* 2005d; 20 (3): 233-241.

US Department of Health and Human Service:
Selected topics in surface electromyography for use in occupational settings: expert perspectives (SENIAM). DHHS NIOSH Publications No. 91-100 1992.

Valencia FP, Munro RR:
An electromyographic study on the lumbar multifidius in man. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1985; 25: 205-221.

Van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A:
Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain Enhance the Stability of the Lumbar Spine. *Spine* 2003a; 28 (8): 834-841.

Van Dieen JH, Selen LPJ, Cholewicki J:
Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003b; 13: 333-351.

Van Dillen LR, Sahrmann SA, Norton BJ, Caldwell CA, McDonnel MK, Bloom NJ:
Movement System Impairment-Based categories for Low Back Pain: Stage 1 Validation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2003; 33(3): 126-141.

Van Emmerik REA, Wagenaar RC:
Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics* 1996; 29(9): 1175-85.

Van Tulder MW, Koes BW:
Low back pain and sciatica. An updated critical literature review on the treatment of chronic low-back pain. A report from the Institute for Work & Health. *Clinical Evidence* 2001; 6: 396-412.

Van Tulder MW, Waddell G, Burton AK, Koes BW, van Mechelen W:
Occupational health guidelines for the management of low back pain: an international comparison.*Occupational and Environmental Medicine* 2003; 60(9): 618-626.

Vera-Garcia F; Brown S, Gray J, McGill S:
Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics* 2006; 21(5): 443-455.

Vera-Garcia F, Elvira J. Brown S, McGill S:
Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; 17(5): 556-567.

Verbiest H:
Einführung in das Thema der degenerativen lumbalen vertebralen Instabilität. In A. Benini, F.Magerl (Hrsg.). *Die degenerative Instabilität der Lendenwirbelsäule. Ursachen-Symptome-Diagnostik-Therapie*. Bern: Hans Huber 1991.

Verdonck A, Wiek M, Wilke Ch:
Testverfahren. In I. Froböxe, G. Nellessen, C. Wilke (Hrsg.) *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2.Aufl, S. 247-296). München: Urban Fischer 2003.

Vink P, Karssemeijer N:
Low back muscle activity and pelvic rotation during walking. *Anatomy and Embryology* 1988; 178: 455-460.

Vleeming A, Mooney V, Dorman TA, Snijders CJ, Stoeckart R:
Movement, stability and low back pain. The essential role of the pelvis. London: Churchill Livingstone 1997.

Vogt L:
Ganganalytische Untersuchung der Lumbopelvikalregion bei Patienten mit chronischem Rückenschmerz (Diss). Johann Wolfgang Goethe-Universität. Frankfurt am Main 2001.

Vogt L, Banzer W:
Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait & Posture* 1999; 9: 18-23.

Vogt L, Bernhardt M, Banzer W:
Kinematische und neuromuskuläre Untersuchung der Lumbalregion beim Gehen auf dem Laufbandergometer mit und ohne Steigung. *Sportverletzung -Sportschaden* 1998; 2: XV-XXII.

Vogt L, Pfeifer K, Banzer W:
Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics* 2000; 17(2):162-165.

Vogt L, Pfeifer K, Banzer W:
Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy* 2003; 8(1); 21-28.

Vogt L, Pfeifer K, Portscher M, Banzer W:
Lumbar corsets: Their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2000; 37(5): 495-499.

Vogt L, Pfeifer K, Portscher M, Banzer W:
Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine* 2001; 26(17): 1910-1919.

Wada N, Akatoani J, Miyajima N, Shimojo K, Kanda K:
The role of vertebral column muscles in level versus upslope treadmill walking-An electromyographic and kinematic study. *Brain Research* 2006; 1090:99-109.

Waddell G:
The back pain revolution. London: Churchill Livingstone 1998.

Waters RL, Morris JM:
Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *Journal of Anatomy* 1972; 111: 191-199.

Weber, Jörg:

Der Einsatz eines kinematischen Analyseverfahrens (=Ultraschall Bewegungsanalysesystem) am Beispiel einer Untersuchung der Rumpf-Becken-Bewegung beim Gehen und beim Laufen (Diss.); Universität Bielefeld, Bielefeld 1997.

Weiler PJ, King GJ, Gertzbein SD:
Analysis of sagittal plane instability of the lumbar spine in vivo. *Spine* 1990; 15(12): 1300-1306.

Westhoff B, Hirsch MA, Hefter H, Wild A, Krauspe R:
Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse. *Sportverletzungen -Sportschaden* 2004; 18:76-79.

White AA, Berhardt M, Panjabi MM:
Clinical Biomechanics and Lumbar spinal Instability (pp.15-25). In M. Szpalski, R Gunzburg, M.H. Pope: *Lumbar Segmental Instability*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

White SG, McNair PJ:
Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the using of cluster analysis to identify pattern of activity. *Clinical Biomechanics* 2002; 17(3): 177-184.

Whittle MW:
Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science* 1996; 15:369-387.

Whittle MW:
Changes in pelvic tilt and lumbar lordosis during gait. *Gait & Posture* 1996; 4: 170-174.

Whittle MW, Levine D:
Sagittal plane motion of the lumbar spine during normal gait. *Gait & Posture* 1995; 3:82-86.

Whittle MW, Levine D:
Measurement of lumbar lordosis as a component of clinical gait analysis. *Gait & Posture* 1997; 5: 101-107.

Wiedmer L:
Quantitative und qualitative Ganganalyse und ihre Anwendung in der Klinik. In E. Conradi., R. Brenke (Hrsg.): *Bewegungstherapie. Grundlagen, Ergebnisse, Trends (S.* 151-162). Berlin: Uhlstein 1993,.

Wiemann M.
Kurzer Abriss zur Entwicklung der apparativen Ganganalyse zwischen Klassik und Moderne. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin* 2000; 10: 1-4.

Wilder DG, Seligson D, Frymoyer JW, Pope MH:
Objective measurement of L4-5 instability. A case report. *Spine* 1980; 5(1): 56-58.

Wilke HJ:
Die traumatische und degenerative Bandscheibe. Deutsche Gesellschaft für Wirbelsäulenchirugie. Berlin: Springer 1999.

Wilke HJ, Wolf S, Claes LE.:
Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups: A biomechanical in vitro study. *Spine* 1995; 20: 1992-2001.

Willimczik K:
Statistik im Sport: Grundlagen, Verfahren, Anwendungen (Bd.1, 3.Aufl.). Ahrensburg: Ingrid Czwalina 1997.

Winter DA:
The biomechanical motor patterns of normal walking. *Journal of motor behaviour*
1983; 15(4): 302-330.

Winter DA:
The biomechanics and motor control of normal human gait. Normal, elderly and pathological. Waterloo: University of Waterloo Press 1991

Winter DA:
Knowledge base for diagnostic gait assessment. *Medical Progress through Technology* 1993; 19(2):61-81.

Winter DA*:*
Biomechanics of human movement. New York: Wiley & Sibs. 1994

Winter DA, Scott SH:
Technique for interpretation of electromyography for concentric and eccentric contraction in gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1991; 1(4): 263-269.

Winter DA, Yack HJ:
EMG profiles during normal walking. Stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1987; 67: 402-411.

Wolf U, Brachmann M, Wilke A:
Knochenszintigraphische Darstellung bewegungsgestörter Wirbelsäulensegmente. *Manuelle Medizin* 2000; 38: 217-222.

Wong TK, Lee RY:
Effects of low back pain on the realtioship between the movements of the lumbar spine and hip. *Human Movement Science* 2004; 23(1):21-34.

Wu PB, Date ES, Kingery WS:
The lumbar multifisus muscle in polysegmentally innervated. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 2000; 40(8): 483-5.

Yang JF, Winter DA:
Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1984; 65: 517-521.

Yong-Hing K, Kirkaldy-Willis WH:
The three-link complex. In J. Weinstein, S.W. Wiesel (Eds): *The lumbar spine*. The International Society for the Study of the Lumbar Spine (pp. 80-87. Philadelphia: P.A., Saunders 1990.

Yoshihara K, Nakayama Y, Fujii N, Aoki T, Ito H:
Atrophy of the multifidus muscle in patients with lumbar disc herniation: histochemical and electromyographic study. *Orthopaedics* 2003; 26(5): 493-5.

Zetterberg C, Andersson GB, Schultz AB:
The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading: *Spine* 1987; 12: 1035-40.

Zhao WP, Kawaguchi Y, Matsui H, Kanamori M, Kimura T:
Histochemistry and morphology of the multifidus muscle in lumbar disc herniation: Comparative study between diseased and normal sides. *Spine* 2000: 25(17): 2191-2199.

Zwick EB, Konrad P:
EMG-Fibel. Ein praxisorientierter Leitfaden für Einsteiger in das kinesiologische EMG. Kongressbeilage zum Noraxon EMG Meeting 1994 in Berlin, Wien: Noraxon Austria 1994.

Zebris (Zebris Medical GmbH):
Messsystem zur 3D-Bewegungsanalyse CMS-HS. Technische Daten und Bedienungsanleitung 2002.

Zebris (Zebris Medical GmbH):
WinGait 3.00.42 für Windows. Bedienungsanleitung 2003.

Zedka M, Prochazka A, Knight B, Gillard D, Gauthier M.
Voluntary and reflex control of human back muscles during induced pain. *Journal of Physiology* 1999; 520(2): 591-604.

http://www.kieser-training.com

http://www. cochrane.de

http://www.noraxon.com

Anhang

Anhang:

I. **Patienteninformation**
II. **Fragebögen zur Erfassung von Rückenschmerzen und –beschwerden:**
    a. Fragebogen „PDI“,
    b. Fragebogen „wkv“,
    c. Studieneigene Ergänzung des Fragebogens „wkv“,
    d. Fragebogen „Schmerzen bei rückenbelastenden Alltagsbewegungen und –tätigkeiten“.
III. **Graphiken**
    a. Kinematische Bewegungen von Rückengesunden und Rückenpatienten bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h,
    b. Kinematische Bewegungen von Rückengesunden und Rückenpatienten beim langsamen, zügigen und bergauf Gehen,
    c. Elektromyographische Aktivitäten von Rückengesunden und Rückenpatienten bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h,
    d. Elektromyographische Aktivitäten von Rückengesunden und Rückenpatienten bei einer Geschwindigkeit beim langsamen, zügigen und bergauf Gehen
    e. Beispielsgraphiken für interindividuelle Variabilitäten bei den elektromyographischen Aktivitäten
IV. **Lebenslauf**

I Patienteninformation

Sehr geehrte(r) Patient(in),

zunächst möchten wir uns für Ihr Interesse an unserer Studie bedanken. Wir haben diesen Flyer entworfen, damit Sie über die Ziele und Inhalte der Studie und das auf Sie zukommende Programm genau informiert sind. Vor einer Zusage möchten wir Sie daher bitten, diese Informationsschrift durchzulesen.

Ihr Orthopäde Dr. Schmitt hat Sie als mögliche(n) Proband(in) einer groß angelegten Studie zur weiteren Erforschung Ihrer Wirbelsäulenproblematik ausgewählt. Von ihm werden Sie sicherlich schon manche Auskünfte zu dieser Untersuchung erhalten haben.

Ziele der Studie:

Wir sind ein Verbund von Wissenschaftlern, die es sich zum Ziel gesetzt haben, Ursachen und Folgen Ihrer Rückenschmerzen zu erforschen. Sie können uns dabei helfen, dass Sie und nachfolgende Patientengenerationen schneller wieder Alltagsituationen bewältigen können und erhalten darüber hinaus eine individuell auf Sie zugeschnittene Therapie.

Ihre Wirbelsäule ist durch einen Bandscheibenvorfall im unteren Lendenwirbelsäulenbereich beschädigt. Durch daraus resultierende Schmerzen und Schmerzvermeidungsstrategien verändern sich Bewegungsverhalten und Aktivitätsniveau bestimmter Muskeln.
Wie genau diese Veränderungen aussehen, möchten wir bei Ihnen und anderen Rückenpatienten mit dem gleichen Krankheitsbild bei einigen Alltagsbewegungen untersuchen.

Bei einer sich anschließenden Therapie soll Ihre Wirbelsäule durch ein verbessertes Bewegungsgefühl im Alltag entlastet und stabilisiert werden. Therapieerfolge sollen durch die aktive Einbindung des Patienten langfristig erhalten bleiben.

Warum Sie?!

Für die Untersuchung benötigen wir eine sehr homogene Gruppe von Rückenpatienten mit der gleichen Diagnose. Sie und Ihre Wirbelsäule passen hervorragend in dieses Anforderungsprofil, so dass wir Sie bitten möchten, an dieser Untersuchung teilzunehmen.

Wir stellen uns vor:

Die Studie wird im Rahmen einer Promotions- (Dagmar Bangert) und zweier Diplomarbeiten (Marc Baecker, Ben Grossestreuer) an der Deutschen Sporthochschule Köln durchgeführt.
Unterstützt wird die Untersuchung durch

- Prof. Dr. Froböse und Dr. Wilke, Direktor bzw. Wissenschaftliche Mitarbeiterin des Instituts für Rehabilitation und Behindertensport,
- den ltd. Oberarzt der Neurologie Prof. Dr. Haupt von den Unikliniken Köln,
- den Sie betreuenden Facharzt für Orthopädie Dr. Schmitt,
- Dr. Konrad, einen Experten für EMG und Ganganalysen,
- Christian Heel, Leiter des medizinisch-therapeutischen Instituts für Spiraldynamik in Zürich,
- das Heilig-Geist-Krankenhaus in Longerich und dessen Physio- und Sporttherapeutische Abteilung,
- die niedergelassene Physiotherapeutin Frau Soppart-Leienbach.

Ablauf:

Zuerst wird eine sehr ausführliche Eingangsuntersuchung vorgenommen. Dazu gehören ärztliche Untersuchungen durch Dr. Schmitt und den Neurologen Prof. Haupt. Weiter folgen Fragebögen, die bei der Einschätzung Ihrer Schmerzen und Beschwerden helfen sowie eine Gang- und Bewegungsanalyse.
Anschließend erhalten Sie eine physiotherapeutische Therapie, deren allgemeines Ziel die Linderung Ihrer Schmerzen und Beschwerden ist.
Zum Abschluss werden Sie von Dr. Schmitt wieder untersucht. Auch der Fragebogen sowie eine zweite Gang- und Bewegungsanalyse erwarten Sie dann wieder, damit wir eine genaue Einschätzung des Therapieerfolges vornehmen können

Zur neurologischen Untersuchung:

Der leitende Oberarzt der Neurologie von den Unikliniken Köln Prof. Haupt wird zur weiteren Differenzierung Ihres Bandscheibenvorfalles eine Nadel-EMG-Untersuchung vornehmen. Diese wird im EMG-Labor im Untergeschoss der Neurologie durchgeführt. Die Neurolgie befindet sich auf dem Gelände der Uniklinik in der Joseph-Stelzmann-Str. 9. Dr. Mit Prof. Haupt sind feste Zeiten für diese neurologische Untersuchungen vereinbart. Bitte erkundigen Sie sich diesbezüglich bei der Sekretärin von Prof. Haupt Frau Matalla, welche unter folgender Telefonnummer zu erreichen ist: 0221/4786013.
Die Nadel-EMG-Untersuchung wird mit einem kurzen, spürbaren, evtl. auch leicht unangenehmem Einstich verbunden sein.

Zur Therapie:

Die Therapie erfolgt über die niedergelassene, sehr erfahrene Physiotherapeutin Andrea Soppart-Leienbach. Frau Soppart-Leienbach hat ihre Praxisräume in Köln-Müngersdorf im Grannenweg 9. Sie ist unter folgender Telefonnummer zu erreichen: 0221/5890090.
Sie werden von ihr über einen Zeitraum von 12 Wochen behandelt Wenn Sie schon jetzt wissen, dass Sie in den Urlaub fahren oder aus anderen Gründen die Therapie unterbrechen müssten, dann sagen Sie es uns bitte. Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse nicht zu gefährden, sollte die Unterbrechung nicht zu lange dauern. Wir werden dann gemeinsam nach individuellen Lösungen suchen.

Zur Bewegungsanalyse:

Dieser Teil der Studie erfolgt im Kölner Heilig-Geist-Krankenhaus in Longerich in der Graseggertstr. 105 (vgl. Skizze).
Dort werden uns sowohl ein Laufband wie auch hochtechnische und sehr moderne Geräte für die Untersuchungen zur Verfügung stehen.
Einmal werden über oberflächen-elektromyographische Verfahren die Aktivitäten bestimmter Muskelgruppen aufgezeichnet, die helfen, Ihre untere Wirbelsäule zu stabilisieren.
Zum anderen werden über ein weiteres Messsystem Ihre Rumpf- und Beckenbewegungen dreidimensional analysiert.

Welcher Aufwand und welche Kosten erwarten Sie:

- Kosten soll Sie die Teilnahme an dieser Studie natürlich gar nichts. Die Therapie erfolgt über Rezept und wird von Ihrer Krankenkasse übernommen.
- Sie müssen die oben genannte Zeit für Ihre Therapie einplanen.
- Für die Bewegungsanalyse sollten Sie den Anfahrtsweg und bis zu 2 Stunden Vorbereitungs- und Messzeit einplanen. **Bitte bringen Sie ein T-Shirt, eine Radlerhose oder eine kurze, möglichst weit geschnittene Sporthose sowie ein Handtuch** mit**.** Bei Bedarf ist die Möglichkeit zum Duschen vorhanden.
- Die Zeit für die Vor- und Abschlussuntersuchung durch Dr. Schmitt und für die neurologische Diagnostik bei Prof. Haupt.
- Das Ausfüllen des Fragebogens dauert jeweils etwa eine Viertelstunde.

Welche Vorteile haben Sie durch eine Teilnahme:

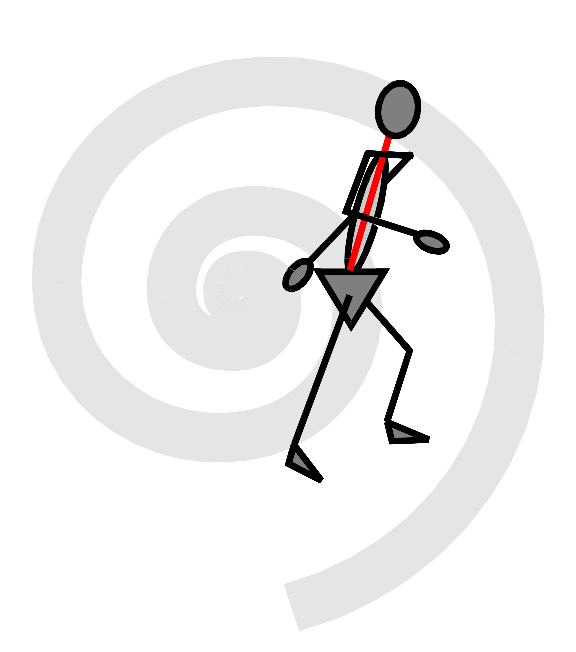
- Neben den normalen Routineuntersuchungen werden speziell Ihr Körper, Ihre Muskulatur und Ihr Bewegungsverhalten ver- und gemessen und analysiert. Aufbauend auf diesen Ergebnissen setzt gezielt Ihre Therapie an.
- Ihre Therapiefortschritte werden anhand mehrerer objektiver Maßstäbe dokumentiert und kontrolliert.
- Sie helfen auch in Ihrem Interesse an der weiteren Erforschung Ihres Krankheitsbildes mit. Je genauer die Ursachen und Folgen bekannt sind, desto gezielter kann eine Ihnen angemessene Therapie ansetzen und desto erfolgreicher wird diese auch langfristig sein.
- Wir informieren Sie gerne über die Ergebnisse der Studie und werden Ihnen auf Wunsch Publikationen zusenden.

Bei einer Teilnahme an der Studie möchten wir Sie bitten, auf die Einnahme schmerzlindernder Medikamente zu verzichten, da dies die Untersuchungsergebnisse verfälschen würde. Falls sich Ihre Schmerzen unerwarteter Weise verschlimmern sollten, wenden Sie sich bitte an Herrn Dr. Schmitt oder an Frau Soppart-Leienbach.

Bei weiteren Fragen steht Ihnen Frau Bangert, die für die Organisation der Studie verantwortlich ist, gerne telefonisch zur Verfügung (0173/5272498).
Diese Studie ist mit einem hohen finanziellen und personellen Aufwand verbunden, so dass wir Sie bitten möchten, bei einer Zusage Ihre Teilnahme als verbindlich anzusehen. Wir würden uns sehr freuen, mit Ihnen als Proband(in) arbeiten zu dürfen.

II Fragebögen

Fragebogen
zur Erfassung von Rückenschmerzen und –
beschwerden



Bitte geben Sie im Folgenden an, wie stark Sie durch Ihre Schmerzen in den verschiedenen Bereichen Ihres Lebens beeinträchtigt sind. Das heißt: Wie sehr hindern die Schmerzen Sie daran, ein normales Leben zu führen?

Kreuzen Sie bitte für jeden der sieben Lebensbereiche die Zahl an, die die für Sie **typische Stärke** der Behinderung durch Ihre Schmerzen beschreibt.

1. Familiäre und häusliche Verpflichtungen
(dieser Bereich bezieht sich auf Tätigkeiten, die das Zuhause oder die Familie betreffen. Er umfasst Hausarbeit und Tätigkeiten rund um das Haus bzw. die Wohnung, auch Gartenarbeiten).

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

2. Erholung/ Freizeit
(dieser Bereich umfasst Hobbys, Sport und Freizeitaktivitäten)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

3. Soziale Aktivitäten
(dieser Bereich bezieht sich auf das Zusammensein mit Freunden und Bekannten, wie z.B. Feste, Theater - und Konzertbesuche, Essen gehen und andere soziale Aktivitäten)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

4. Beruf
(dieser Bereich bezieht sich auf Aktivitäten, die ein Teil des Berufs sind oder unmittelbar mit dem Beruf zu tun haben; gemeint ist auch Hausfrauen(männer)tätigkeit)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

5. Sexualleben
(dieser Bereich bezieht sich auf die Häufigkeit und die Qualität des Sexuallebens)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

6. Selbstversorgung
(dieser Bereich umfasst Aktivitäten, die Selbständigkeit und Unabhängigkeit im Alltag ermöglichen, wie z.B. sich waschen und anziehen, Autofahren, ohne dabei auf fremde Hilfe angewiesen zu sein)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

7. Lebensnotwendige Tätigkeiten
(dieser Bereich bezieht sich auf absolut lebensnotwendige Tätigkeiten wie Essen und Schlafen)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
keine Beeinträchtigung — völlige Beeinträchtigung

Bitte schätzen Sie spontan und ohne viel zu überlegen ein, inwieweit die folgenden Aussagen für Ihre Lendenwirbelsäulen- und Beckenregion zutreffen.
Machen Sie bitte nur ein Kreuz je Zeile an der entsprechenden Stelle:

Im Augenblick fühle ich mich in meiner Lendenwirbelsäulen- und Beckenregion

	trifft gar nicht zu	trifft nicht zu	trifft eher nicht zu	trifft etwas zu	trifft zu	trifft sehr zu
kräftig	i	i	i	i	i	i
energielos	i	i	i	i	i	i
unbeweglich	i	i	i	i	i	i
lädiert	i	i	i	i	i	i
gelenkig	i	i	i	i	i	i
ausgelaugt	i	i	i	i	i	i
krank	i	i	i	i	i	i
abgeschlafft	i	i	i	i	i	i
stark	i	i	i	i	i	i
steif	i	i	i	i	i	i
fit	i	i	i	i	i	i
schlapp	i	i	i	i	i	i
durchtrainiert	i	i	i	i	i	i
angeschlagen	i	i	i	i	i	i
gesund	i	i	i	i	i	i
kraftvoll	i	i	i	i	i	i
verletzt	i	i	i	i	i	i
beweglich	i	i	i	i	i	i

Bitte helfen Sie uns mit, Ihre Schmerzen und Beschwerden zu beurteilen!
Bitte nur eine Antwort zu jeder Frage ankreuzen.

Im Augenblick habe ich in der Lendenwirbelsäulenregion						
	trifft gar nicht zu	trifft nicht zu	trifft eher nicht zu	trifft etwas zu	trifft zu	trifft sehr zu
Schmerzen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Im Augenblick habe ich in der Beckenregion						
Schmerzen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Beschwerden/ Missempfindungen (für Sie wahrnehmbare Sensibilitätsstörungen wie Kribbeln, Taubheit, pelziges Gefühl, Gefühl wie Eingeschlafen; Schwäche oder Lähmungen vereinzelter Muskeln)	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Im Augenblick habe ich in die linke untere Extremität ausstrahlende						
Schmerzen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Beschwerden/ Missempfindungen (für Sie wahrnehmbare Sensibilitätsstörungen wie Kribbeln, Taubheit, pelziges Gefühl, Gefühl wie Eingeschlafen; Schwäche oder Lähmungen vereinzelter Muskeln und **Reflexausfall**)	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Im Augenblick hab ich in die rechte untere Extremität ausstrahlende						
Schmerzen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Beschwerden/ Missempfindungen (für Sie wahrnehmbare Sensibilitätsstörungen wie Kribbeln, Taubheit, pelziges Gefühl, Gefühl wie Eingeschlafen; Schwäche oder Lähmungen vereinzelter Muskeln und **Reflexausfall**)	¡	¡	¡	¡	¡	¡

Bitte helfen Sie uns mit, Ihre Schmerzen und Beschwerden **im Alltag** noch genauer zu beurteilen.
Bitte nur eine Antwort zu jeder Frage ankreuzen.

In der Lendenwirbelsäulen- und in der Beckenregion habe ich bei folgenden Bewegungen und Tätigkeiten starke Schmerzen:

	trifft gar nicht zu	trifft nicht zu	trifft eher nicht zu	trifft etwas zu	trifft zu	trifft sehr zu
Schlendern	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Zügiges Gehen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Laufen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Nach vorne beugen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Aufrichten	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Sitzen mit Anlehnen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Sitzen ohne Anlehnen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Längeres Sitzen (z.B. im Auto)	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Längeres Stehen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Rumpfdrehen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Einseitiges Tragen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Leichtes Heben	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Schweres Heben	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Schlafen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Morgendliches Aufstehen	¡	¡	¡	¡	¡	¡
Husten/Niesen	¡	¡	¡	¡	¡	¡

Bearbeitungsnummer: ___________

Datum: ___________

Alter: ___________

Körpergröße (cm): ___________

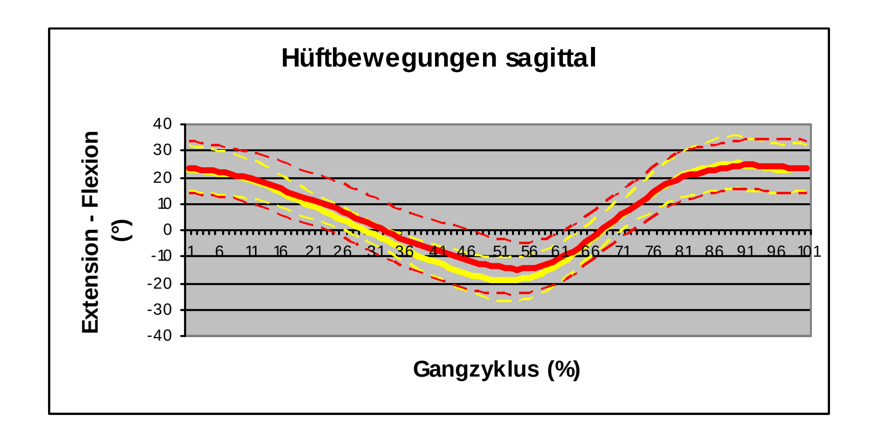
Körpergewicht (kg): ___________

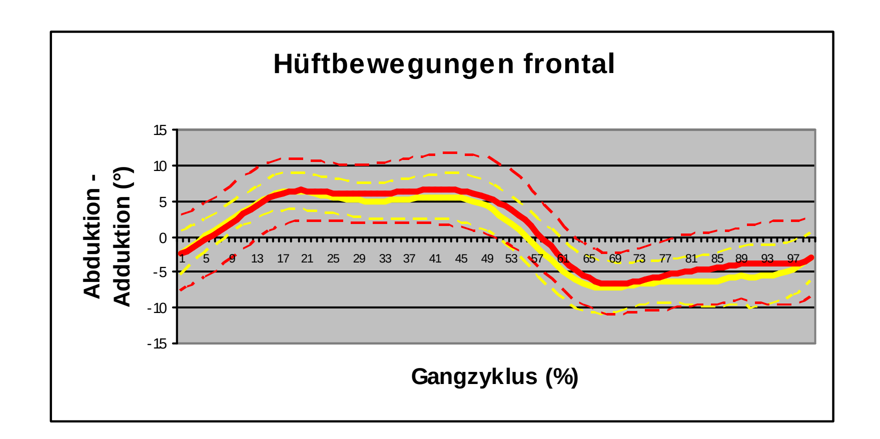
Geschlecht: weiblich ¡ männlich ¡

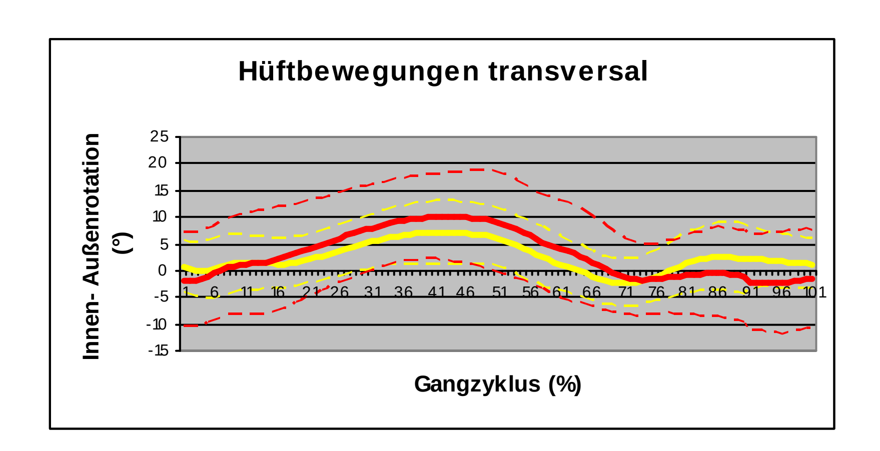
Möchten Sie noch gerne etwas hinzufügen oder haben Sie Anregungen für uns:

III a

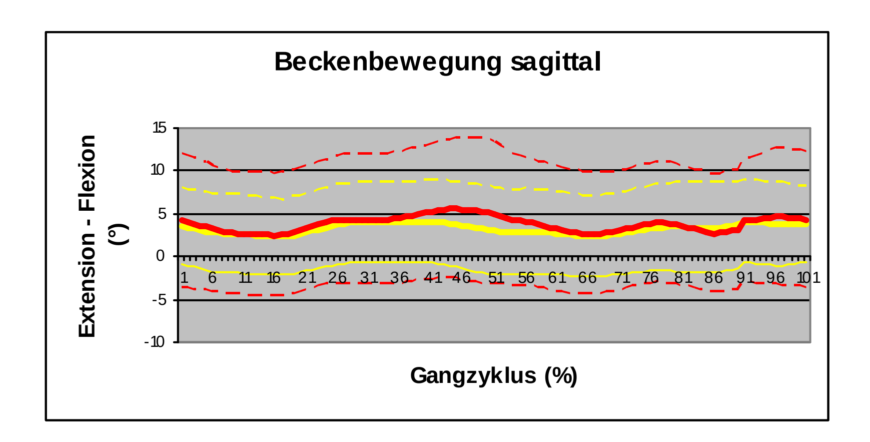
Kinematische Graphiken der Hüftbewegungen von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten (gelb, n=15) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h. beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

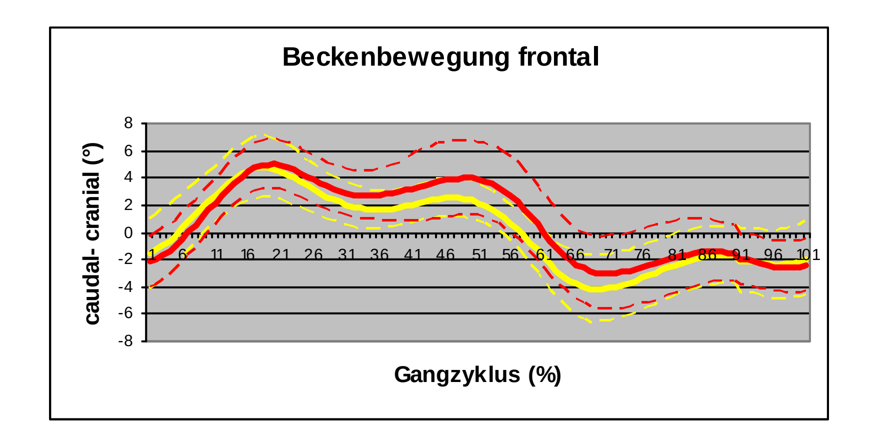


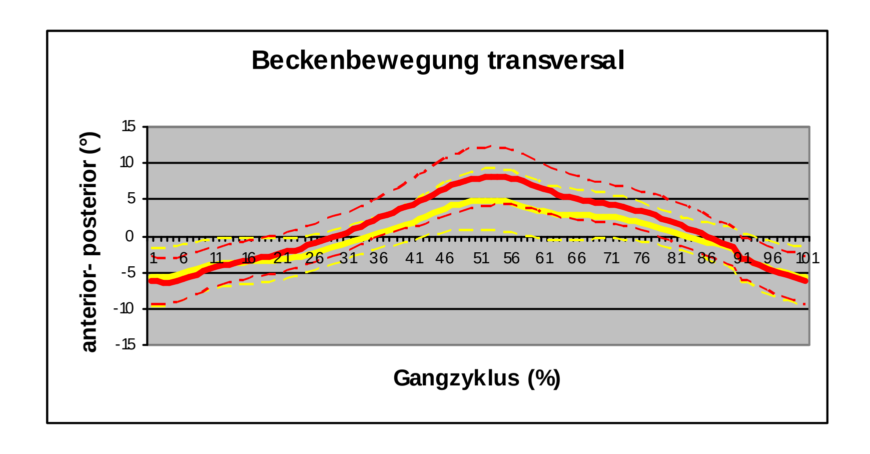




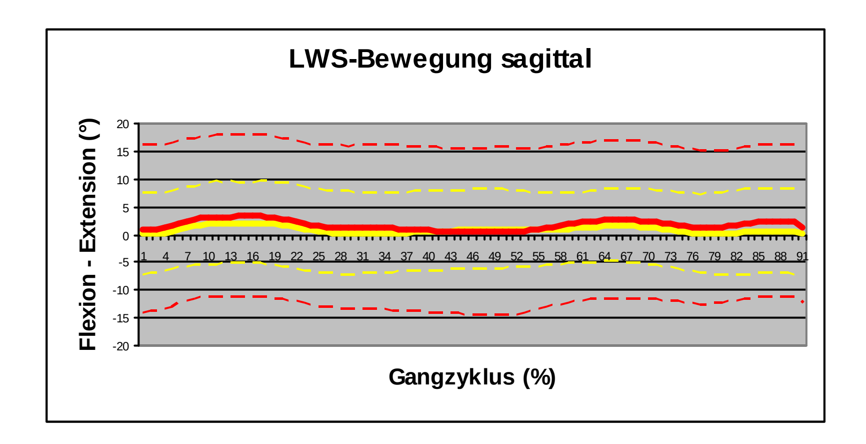
Kinematische Graphiken der Beckenbewegungen von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten (gelb, n=15) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h. beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

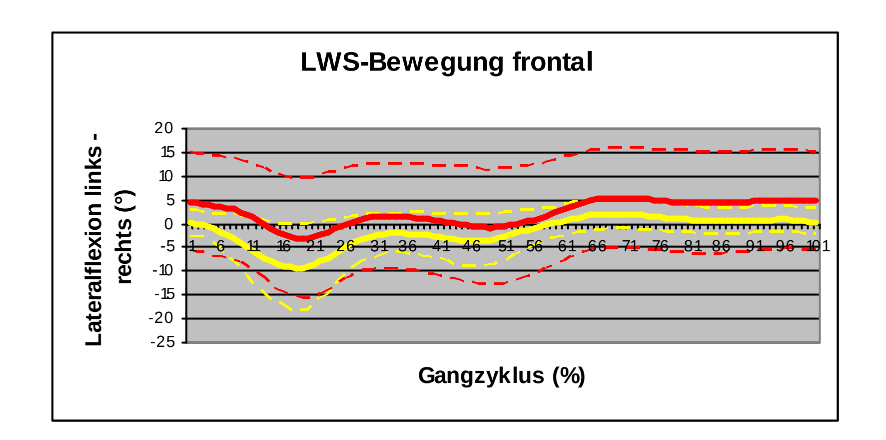


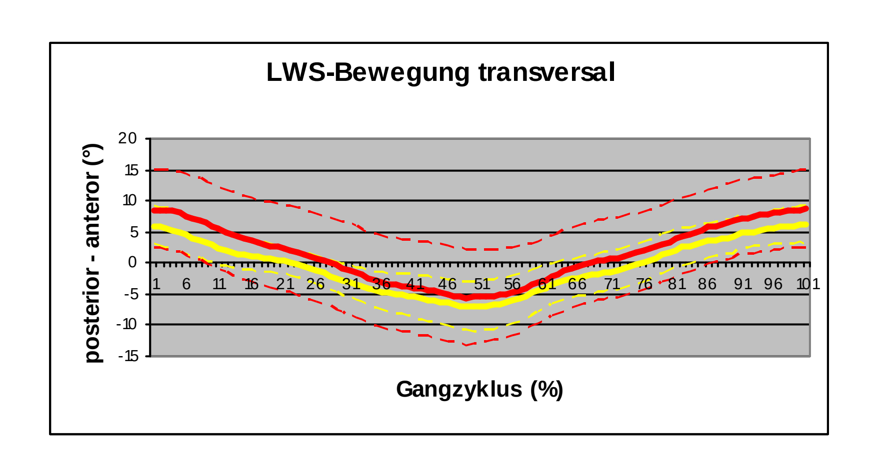




Kinematische Graphiken der LWS-Bewegungen von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten (gelb, n=15) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h. beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

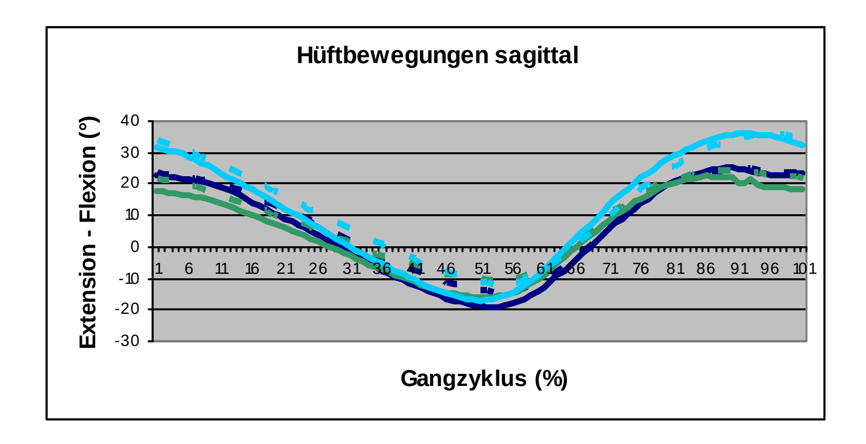


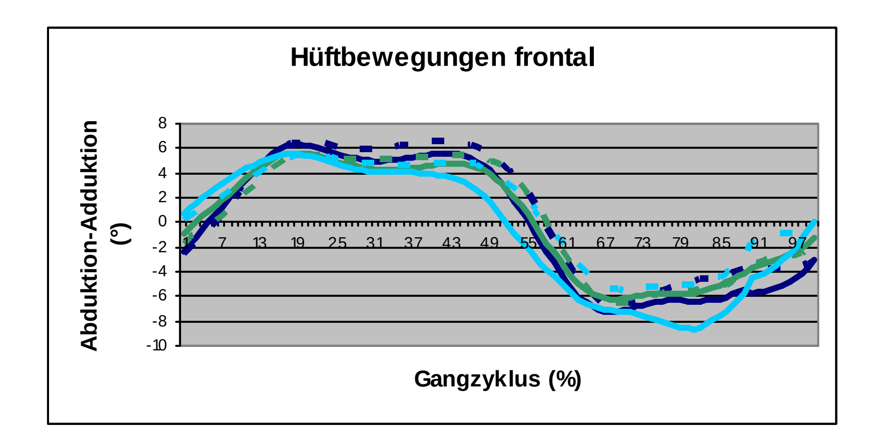


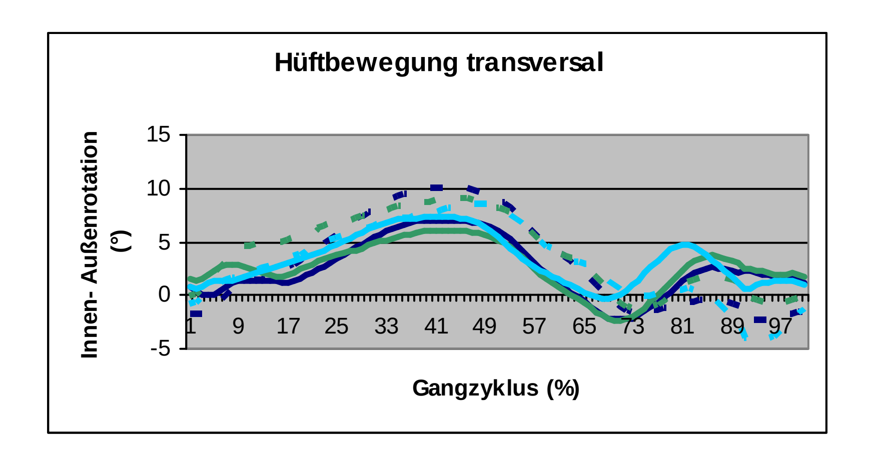


III b

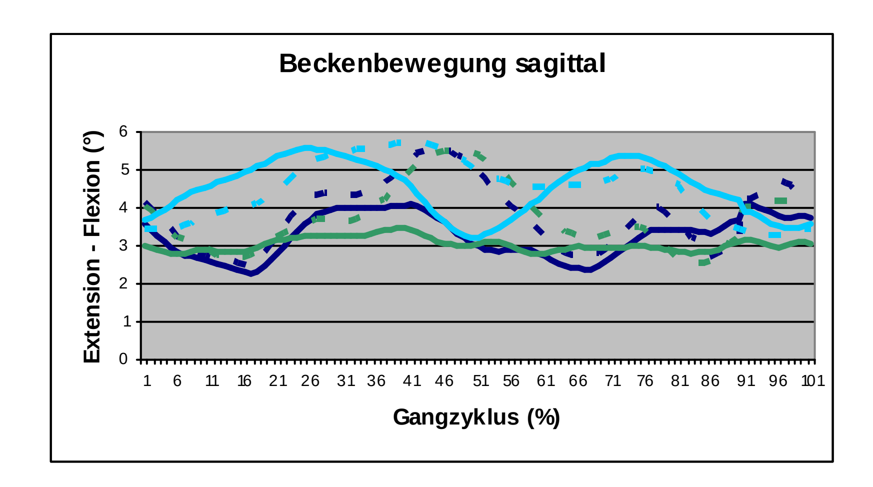
Kinematische Graphiken der Hüftbewegungen von Rückengesunden (liniert, n=15) und Rückenpatienten (gepunktet, n=15) beim langsamen(grün), zügigen(dunkelblau) und bergauf(hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

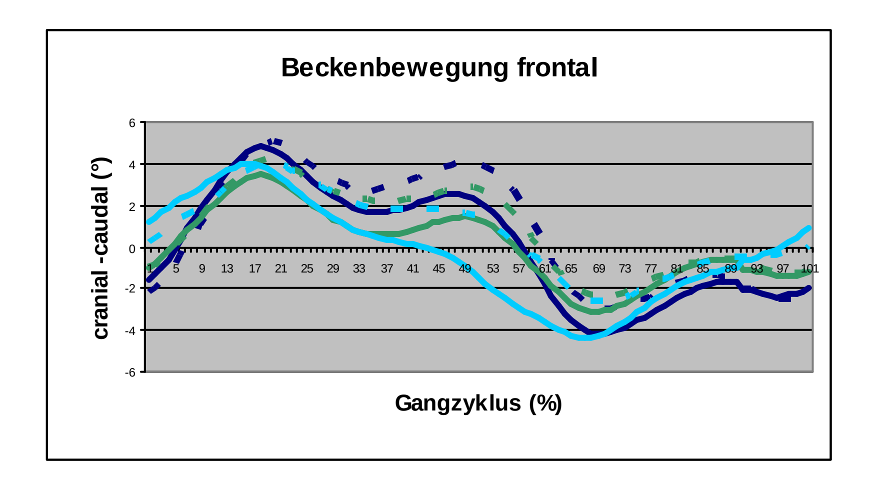


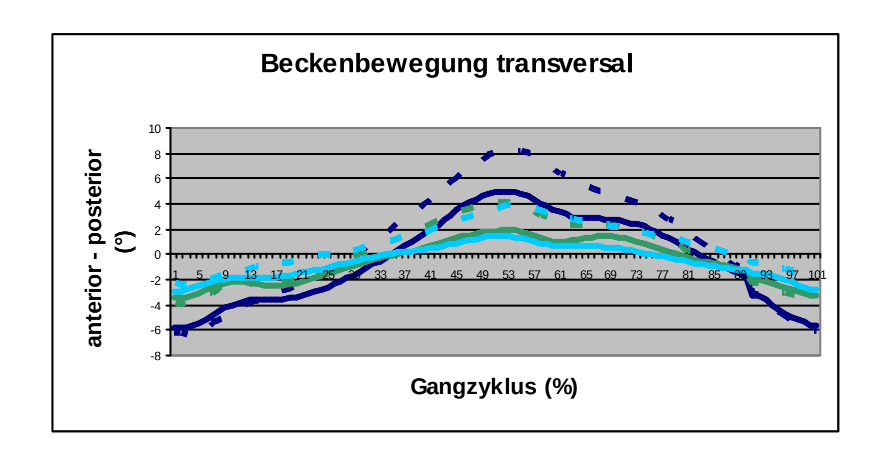




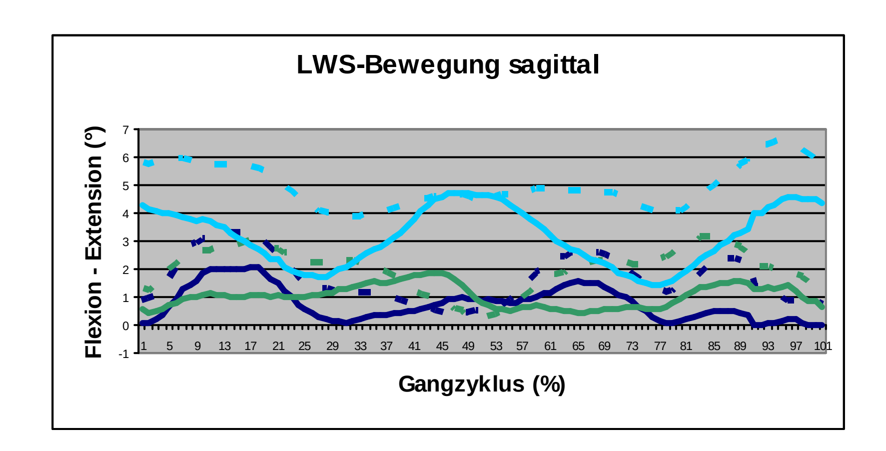
Kinematische Graphiken der Beckenbewegungen von Rückengesunden (liniert, n=15) und Rückenpatienten (gepunktet, n=15) beim langsamen(grün), zügigen(dunkelblau) und bergauf(hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

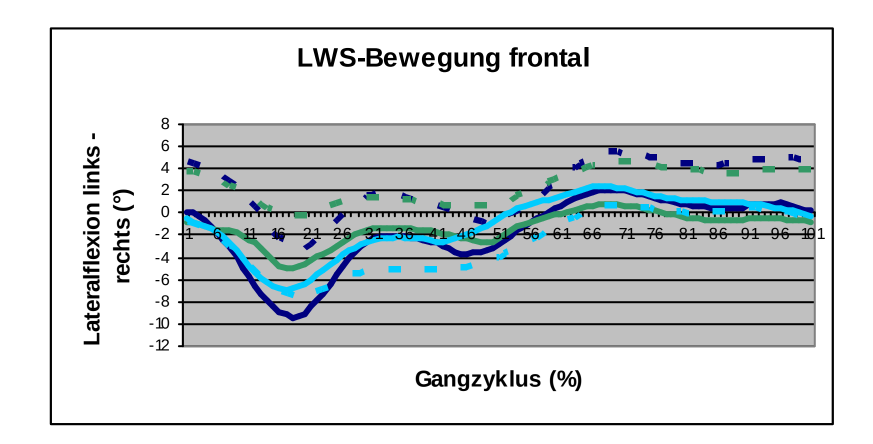


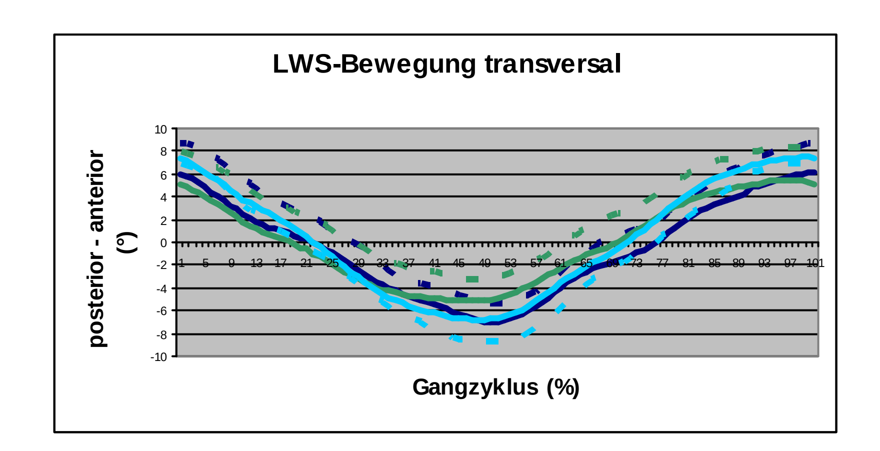




Kinematische Graphiken der LWS-Bewegungen von Rückengesunden (liniert, n=15) und Rückenpatienten (gepunktet, n=15) beim langsamen(grün), zügigen(dunkelblau) und bergauf(hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

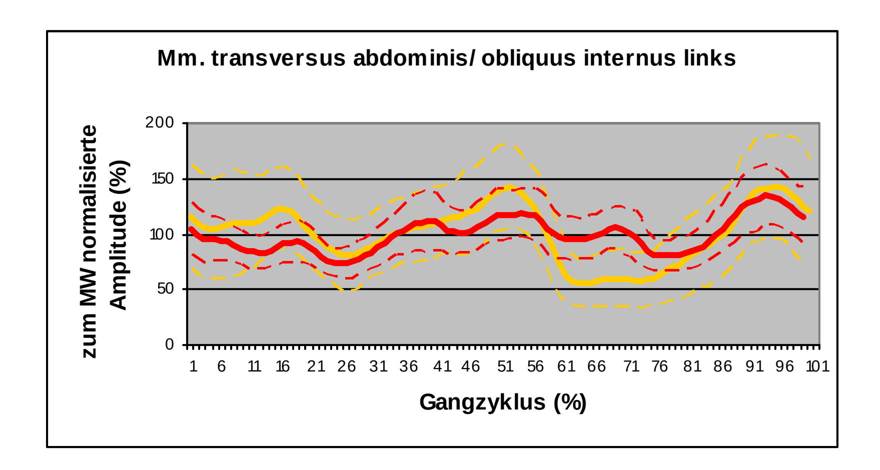


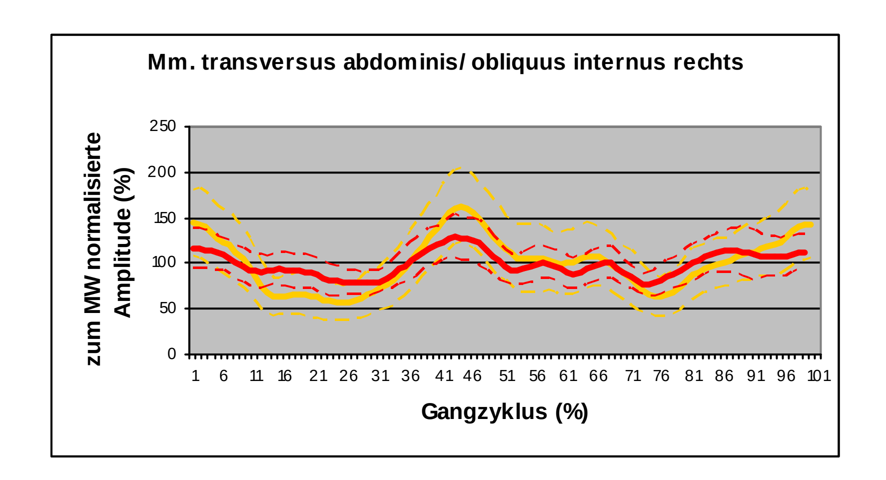




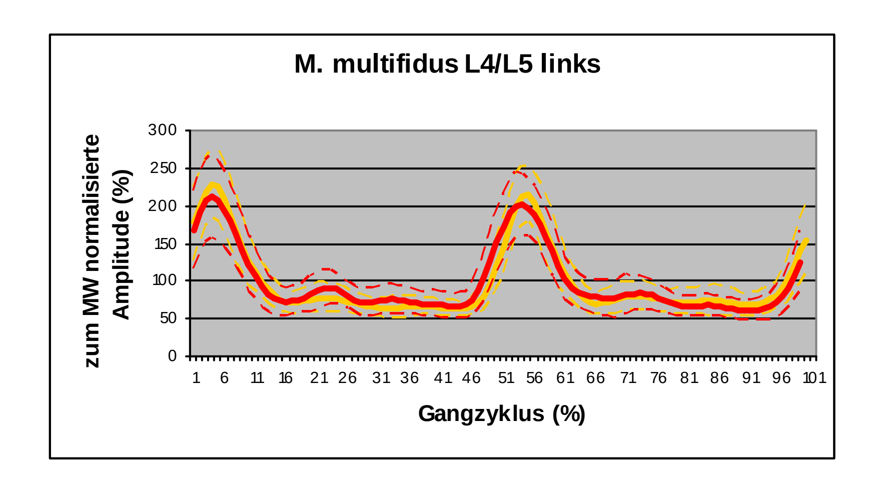
III c

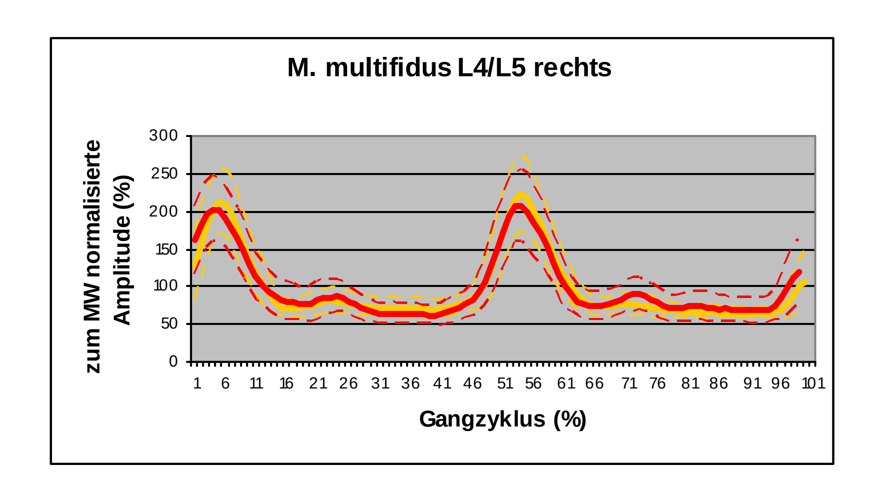
Elektromyographische Graphiken der M. transverus abdominis und M. obliquus internus von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gelb, n=8) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:



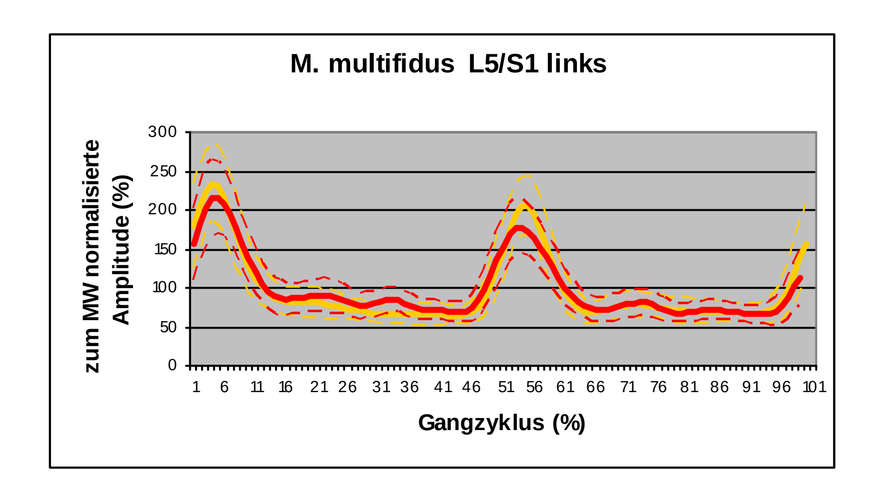


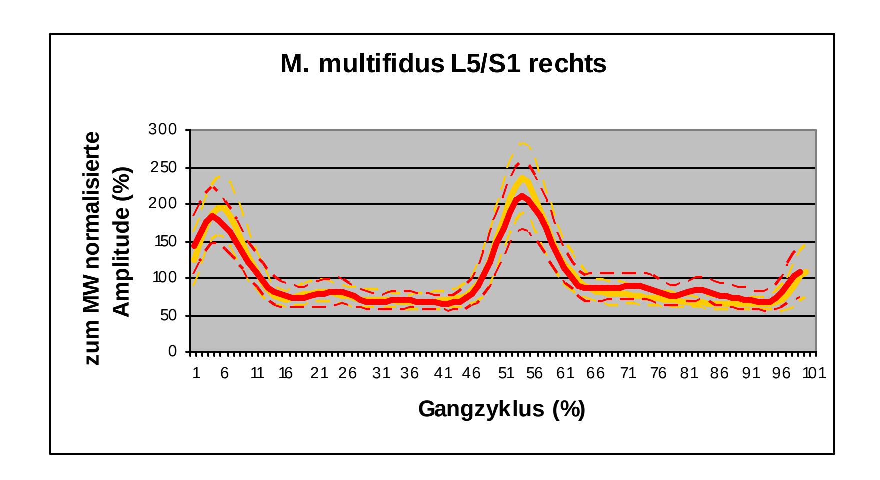
Elektromyographische Graphiken des M. mulitfidus L4/L5 von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gelb, n=8) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:



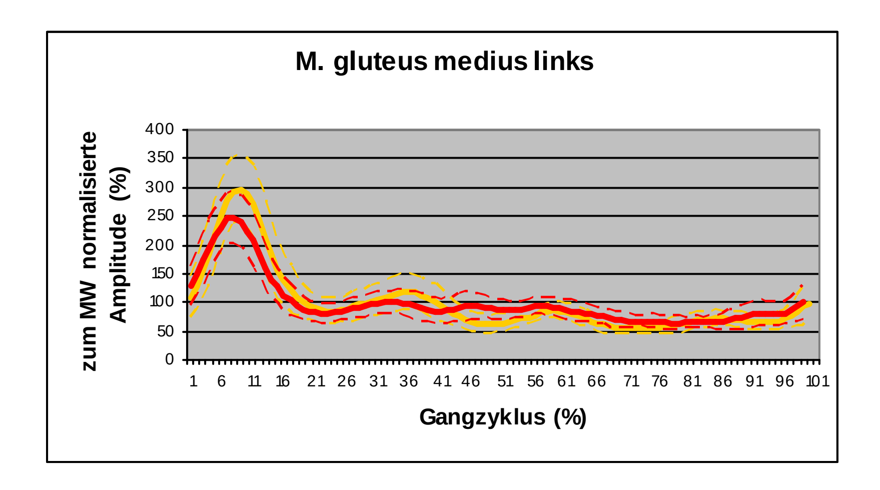


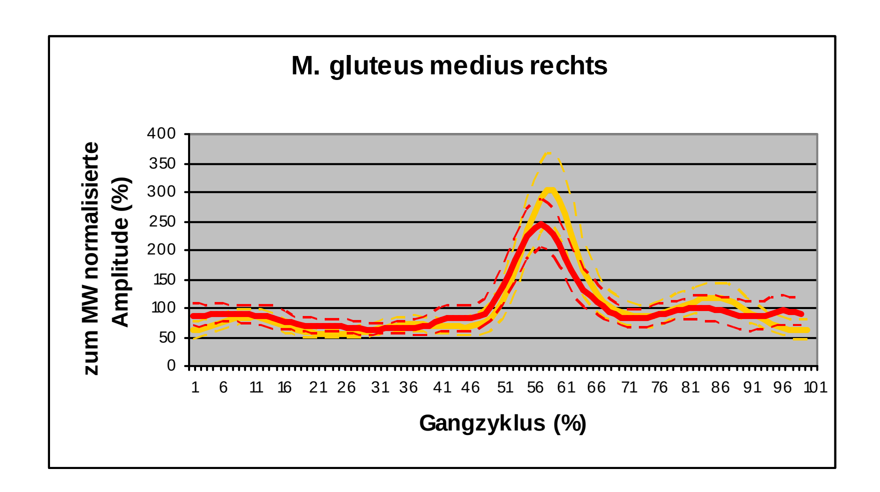
Elektromyographische Graphiken des M. mulitfidus L5/S1 von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gelb, n=8) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:





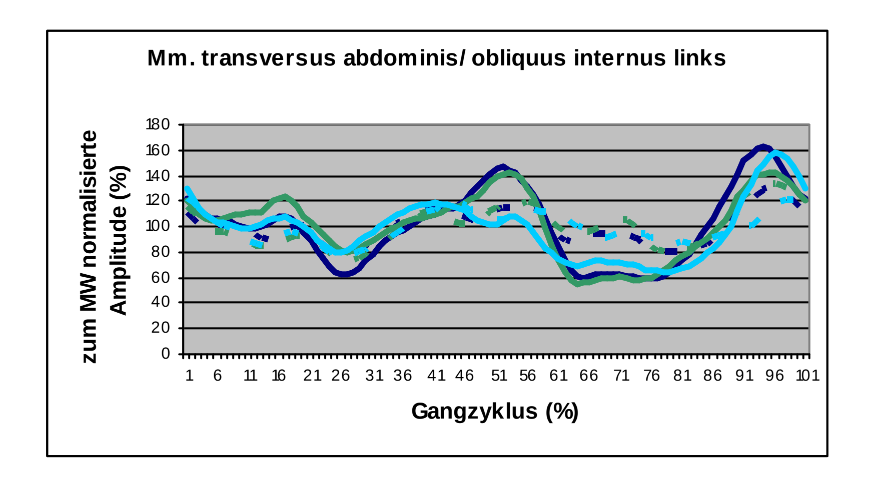
Elektromyographische Graphiken des M. gluteus medius von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gelb, n=8) bei einer Geschwindigkeit von 5,5 km/h beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

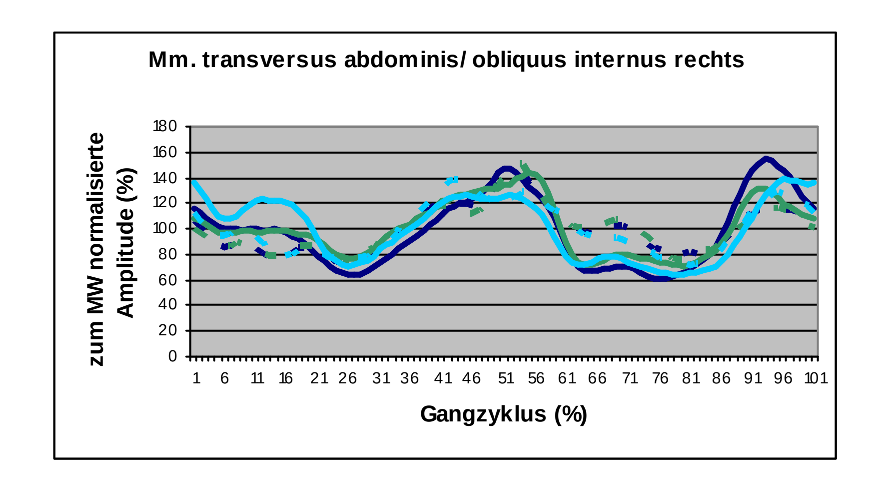




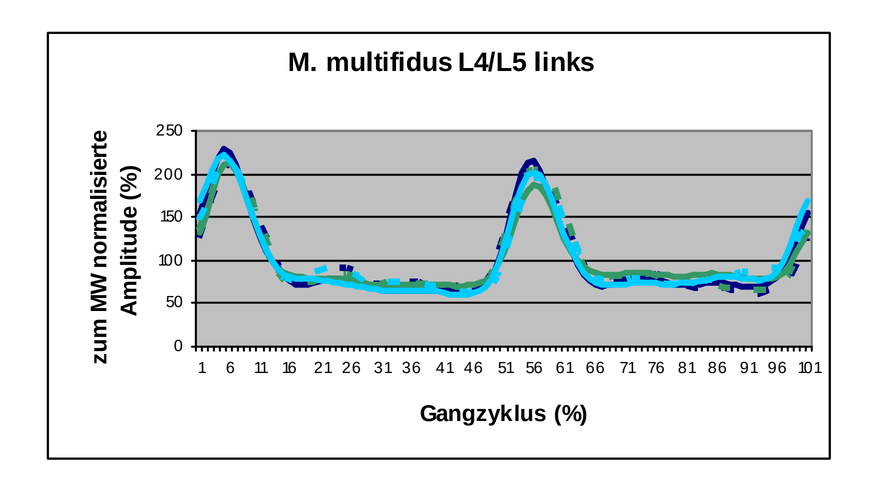
III d

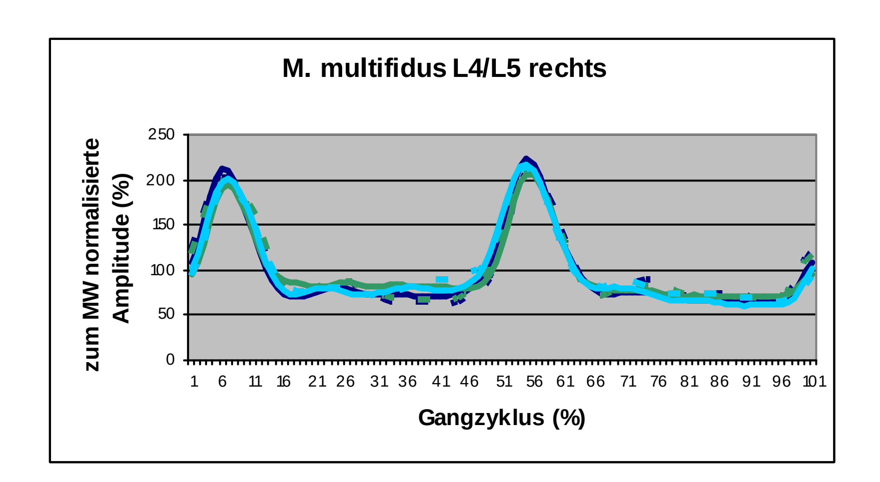
Elektromyographische Graphiken der untersuchten M. transversus abdominis und M. obliquus internus von Rückengesunden (liniert) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gestrichelt) beim langsamen (grün), zügigen (dunkelblau) und bergauf (hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:



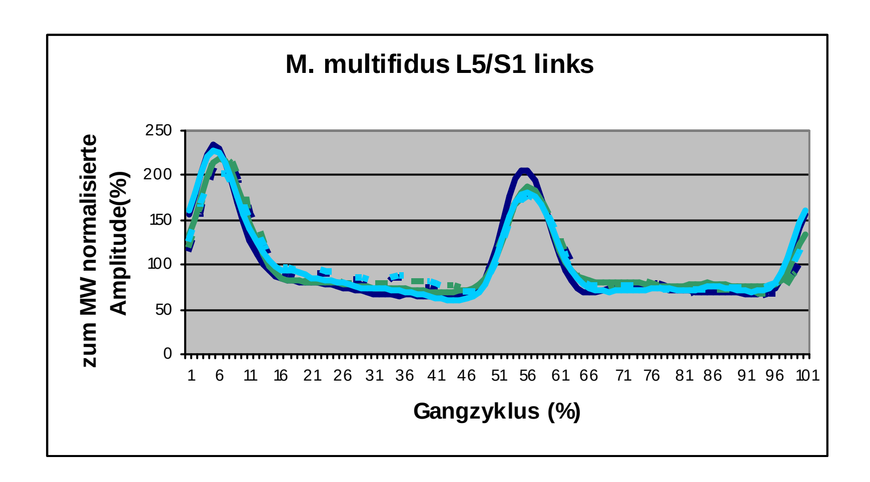


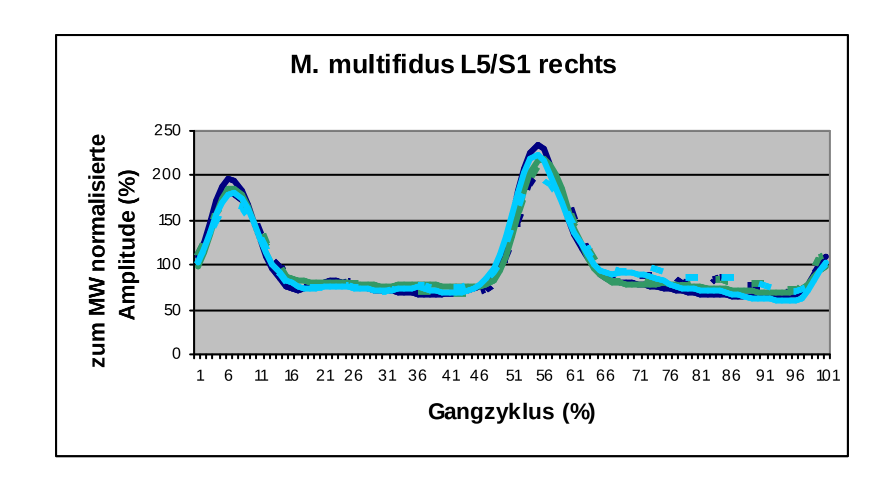
Elektromyographische Graphiken des untersuchten M. multifidus L4/L5 von Rückengesunden (liniert) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gestrichelt) beim langsamen (grün), zügigen (dunkelblau) und bergauf (hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:



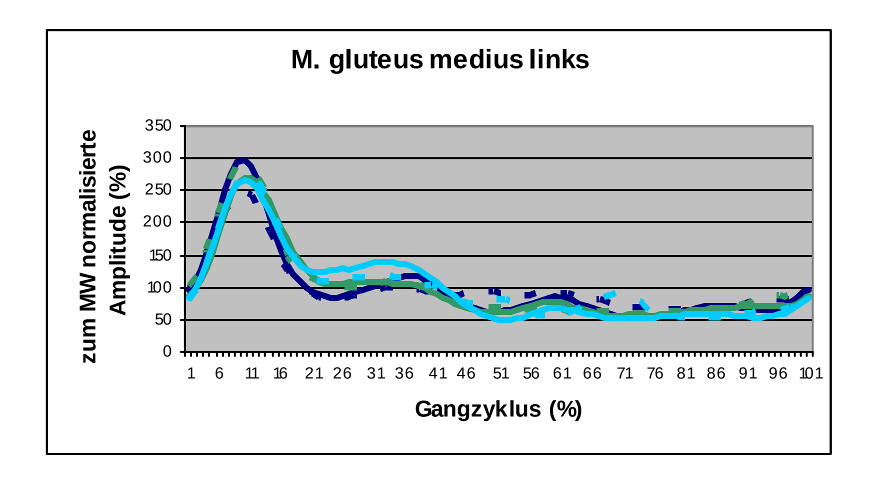


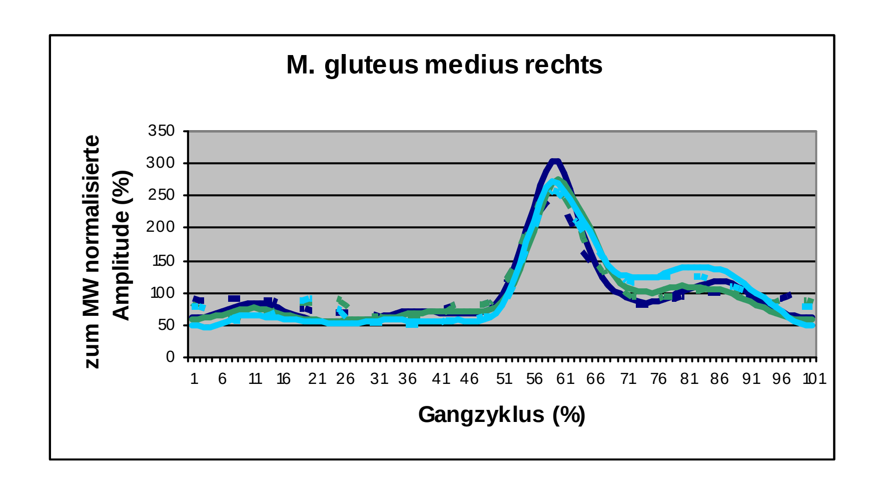
Elektromyographische Graphiken des untersuchten M. multifidus L5/S1 von Rückengesunden (liniert) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gestrichelt) beim langsamen (grün), zügigen (dunkelblau) und bergauf (hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:





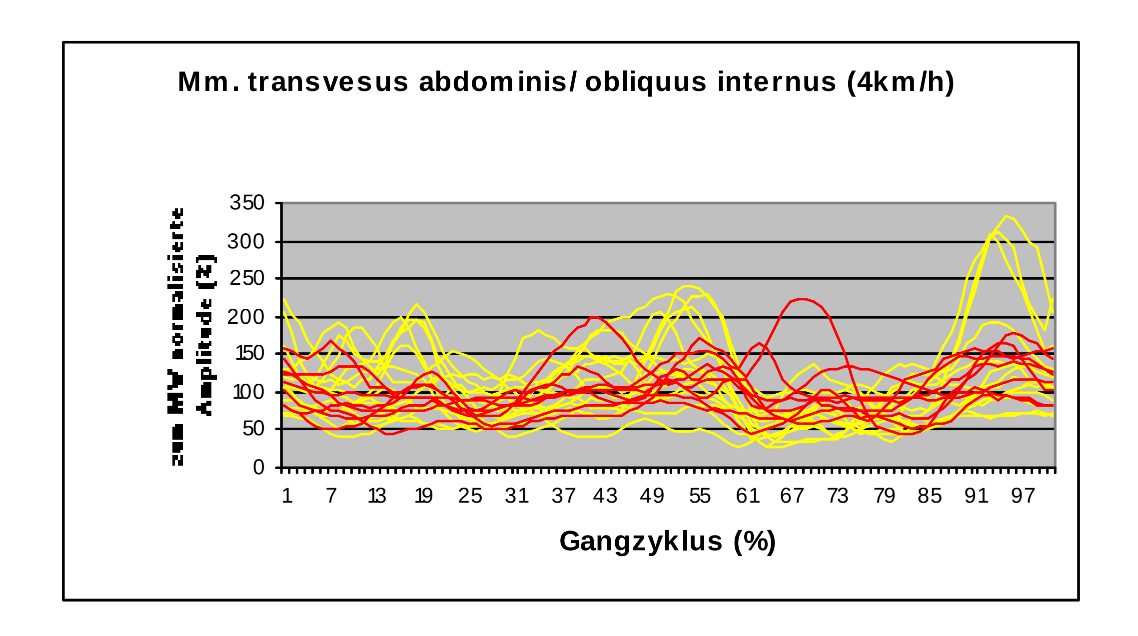
Elektromyographische Graphiken des untersuchten M. gluteus medius von Rückengesunden (liniert) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gestrichelt) beim langsamen (grün), zügigen (dunkelblau) und bergauf (hellblau) Gehen beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:

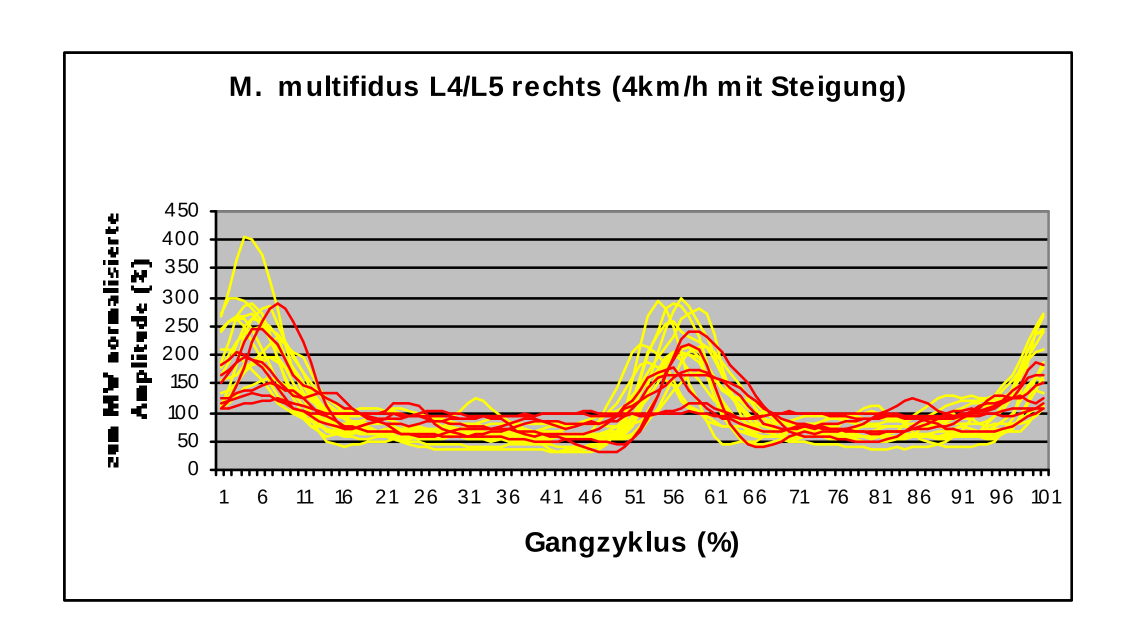


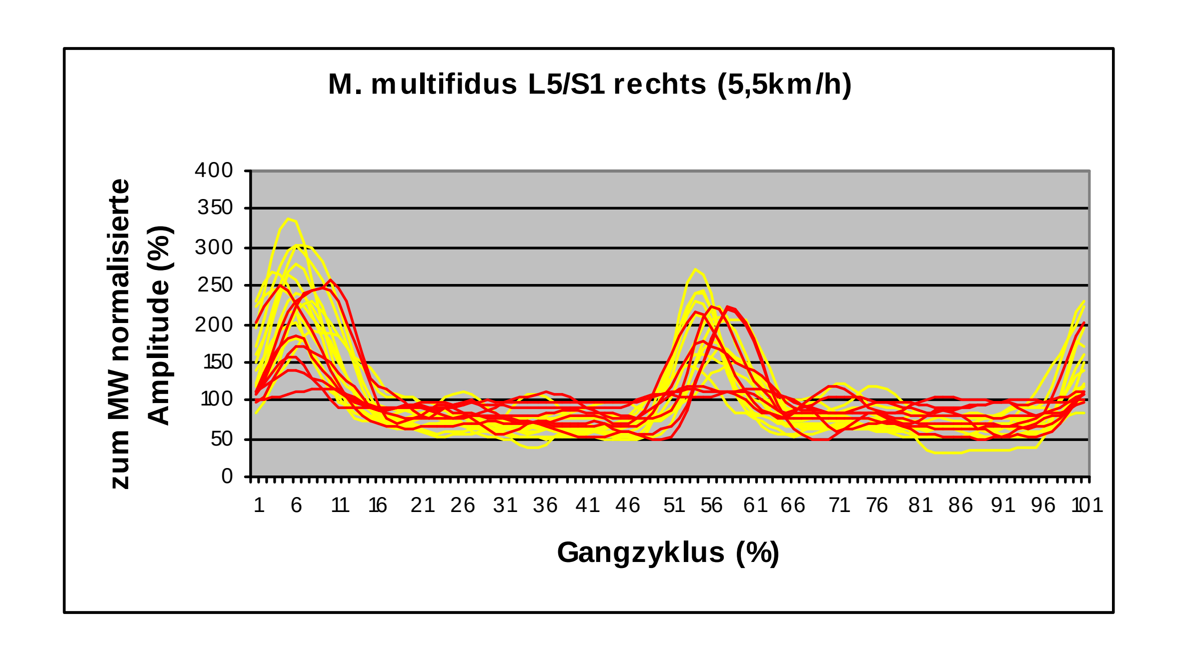


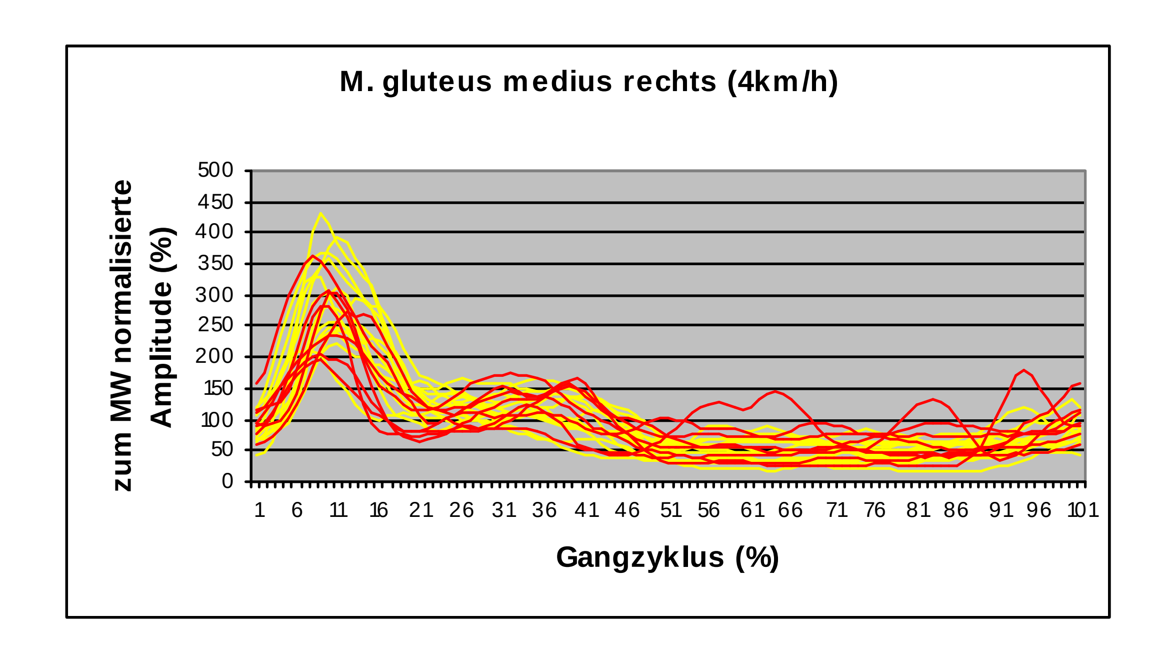
III e

Beispielsgraphiken für die interindividuellen Variabilitäten innerhalb der elektromyographischen Ableitungen der untersuchten Muskeln von Rückengesunden (rot, n=15) und Rückenpatienten mit einem Bandscheibenvorfall L5/S1 (gelb, n=8) beginnend mit dem linken Fersenaufsatz:






M. multifidus L5/S1 rechts (5,5km/h)
zum MW normalisierte Amplitude (%)
400
350
300
250
200
150
100
50
0
1 6 11 16 21 26 31 36 41 46 51 56 61 66 71 76 81 86 91 96 101
Gangzyklus (%)


M. gluteus medius rechts (4km/h)
zum MW normalisierte Amplitude (%)
500
450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
1 6 11 16 21 26 31 36 41 46 51 56 61 66 71 76 81 86 91 96 101
Gangzyklus (%)

Lebenslauf

Name:	Dagmar Bangert, geb. Everaers
Anschrift:	Owinger Str. 7 88662 Überlingen Tel: 07551/989498 E-Mail: dagmar.Bangert@salem-net.de
Geburtsdatum/-ort:	3.12.1969 in Münster
Nationalität:	deutsch
Familienstand:	verheiratet, seit dem 2.08.2001 mit dem Studiendirektor Matthias Bangert (Schule Schloss Salem) zwei Kinder: Malena 11.8.2002 und Jule 14.11.2005
Schulbildung:	1976-1980 Grundschule Münster 1980-1989 Gymnasium Münster 1989 Allgemeine Hochschulreife
Studium:	WS1989-SS1991: Studium an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster, Sozialwissenschaften, Erziehungswissenschaften für das Lehramt Sek. I/II SS1991–WS1996: Studium an der DSHS Köln, Sport- und Erziehungswissenschaften für das Lehramt Sek. I/II WS1991-WS1996: Studium an der Universität zu Köln, Sozialwissenschaften für das Lehramt Sek. I/II Nov. 1996: 1. Staatsexamen für die Fächer Sport, Sozialwissenschaften und Erziehungswissenschaften WS2002- heute: Promotionsstudium an der Deutschen Sporthochschule Köln Zweijähriges Graduiertenstipendium der DSHS Köln (Dez. 2003- Nov. 2005)
Berufliche Tätigkeiten:	Feb. 1996- Sep. 2001: Aushilfstätigkeit und ab Jan. 1997 als angestellte Sporttherapeutin im ambulanten Rehazentrum „Das Zentrum, Praxis für Sporttraumatologie Gmbh & Co“ in Köln (beendet aufgrund familiären Umzugs an die Schule Schloss Salem) Sep. 2007 – heute: Erzieherin und Sportlehrerin an der Schule Schloss Salem

Zusatzqualifikationen:

Sporttherapeutin des Deutschen Verbandes für Gesundheitssport und Sporttherapie e.V. (DVGS) für Orthopädie/ Rheumatologie/ Traumatologie (1998)

DVGS-Rückenschulleiterin (1998)

DVGS-Osteoporosekursleiterin (1998)

Medizinische Trainingstherapie zur Erweiterten Ambulanten Physiotherapie (EAP) und Ambulanten Rehabilitation (1999)

Diplom als Praktizierende der Spiraldynamik (2000)

Diplom als Praktizierende II der Spiraldynamik (2001)

Überlingen, den 16.03.2009